

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМ. ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”

Факультет електроніки
Кафедра електронної інженерії

До захисту допущено

Завідувач кафедри

В. І. Тимофєєв

“ ” 2020 р.

Дипломна робота

освітнього рівня «бакалавр»
за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка

на тему: Моделювання сенсора глюкози на основі транзистора на нанотрубках

Виконала студент 4 курсу, групи ДМ-62

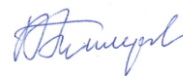
Бунько Марія Михайлівна

(прізвище, ім'я, по батькові)


(підпис)

Керівник: зав. каф. ЕІ, проф., д.т.н. В.І. Тимофєєв

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)


(підпис)

Рецензент: доц. каф. МЕ, к.т.н. А.В. Іващук

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)


(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент


(підпис)

Київ - 2020 року

**Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”**

Факультет електроніки

Кафедра електронної інженерії

Освітній рівень «бакалавр»

за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

В. І. Тимофєєв

“ ” 2020 р.

**З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ**

Бунько Марія Михайлівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Моделювання сенсора глюкози на основі транзистора на нанотрубках

керівник роботи проф. каф. ЕІ, проф., д.т.н. В.І. Тимофєєв,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ ” 2020 року №

2. Строк подання студентом роботи 12 червня 2020 року.

3. Вихідні дані до роботи розроблення математичних моделей сенсорів глюкози на основі польового транзистора на нанотрубці з діапазоном чутливості до концентрації глюкози від 1 до 50 мМ.

4. Зміст дипломної роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Здійснити огляд літератури. Розглянути принцип роботи біосенсора. Структуру, класифікацію, синтез, та характеристики, основні поняття вуглецевих нанотрубок. Базові конструкції, принцип роботи польових транзисторів на нанотрубці їх виготовлення та основні характеристики. Також представити транзисторні структури для сенсорів глюкози.

Розробити математичні моделі для сенсора глюкози на основі польового транзистора на нанотрубці.

Здійснити аналіз впливу на вихідні характеристики сенсорів: концентрації глюкози, довжини та діаметра вуглецевої нанотрубки та товщини шару підзатворного діелектрика.

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслень, плакатів, презентацій тощо)

Презентація до захисту.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання «13» квітня 2020 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

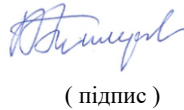
№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	13.04.2020	
2	Пошук та аналіз літератури за напрямком дипломної роботи	14.04.2020	
3	Принципи роботи біосенсора	20.04.2020	
4	Огляд вуглецевих нанотрубок їх синтез та характеристики	23.04.2020	
5	Огляд польових транзисторів на вуглецевих нанотрубках та характеристик транзисторних структур для сенсорів глюкози	28.04.2020	
6	Математичне моделювання біосенсорів глюкози на польових транзисторах на нанотрубках	04.05.2020	
7	Розрахунки характеристик на основі математичних моделей за допомогою програмного забезпечення Matlab та аналіз результатів	14.05.2020	
8	Оформлення дипломної роботи згідно ГОСТу	25.05.2020	
9	Попередній захист		

Студент


(підпис)

Бунько М. М.
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

Тимофєєв В. І.
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота: 68 ст., 3 розділи, 27 рис., 1 таб., та 64 джерел.

БІОСЕНСОР, СЕНСОР, ГЛЮКОЗА, ВУГЛЕЦЕВА НАНОТРУБКА, ОДНОШАРОВА ВУГЛЕЦЕВА НАНОТРУБКА, ТРАНЗИСТОР, ТРАНЗИСТОР НА ВУГЛЕЦЕВІЙ НАНОТРУБЦІ, МОДЕЛЮВАННЯ.

Об'єктом дослідження роботи став біосенсор глюкози на основі польового транзистора на вуглецевій нанотрубці.

Метою даної роботи є моделювання біосенсора глюкози на основі польового транзистора на вуглецевій нанотрубці.

У першому розділі проводиться огляд літератури. Розглядається робота біосенсора. Також прослідковуються методи і застосування вуглецевих нанотрубок, їх класифікація, та огляд структури. Пропонуються методи синтезу та властивості одношарових вуглецевих нанотрубок. Також пропонується огляд польових транзисторів з вуглецевою нанотрубкою. Їх виготовлення та характеристики. На основі польових транзисторів на вуглецевій нанотрубці пропонуються структури для сенсорів глюкози.

У другому розділі роботи проводиться математичне моделювання біосенсорів на основі польового транзистора на вуглецевій нанотрубці для виявлення глюкози та розрахунку вихідних характеристик біосенсора. Розглядається дві математичні моделі біосенсора.

У третьому розділі за допомогою програмного забезпечення Matlab проводиться аналіз теоретичних залежностей вихідного струму від концентрації глюкози, а також геометричних параметрів каналу транзистора на основі вуглецевої нанотрубки – діаметра і довжини, а також товщини діелектрика. Розглянуто як кожна зміна цих параметрів впливає на вихідні характеристики біосенсорів глюкози.

ABSTRACT

Diploma work: 68 p., 3 sections, 27 figures, 1 table and 64 references.

BIOSENSOR, SENSOR, GLUCOSE, CARBON NANOTUBE, SINGLE LAYER CARBON NANOTUBE, TRANSISTOR, CARBON NANOTUBE TRANSISTOR, NANOTUBE

The object of the study was a glucose biosensor based on a field-effect transistor on a carbon nanotube.

The aim of this work is to model a glucose biosensor based on a field-effect transistor on a carbon nanotube.

The first section reviews the literature. You can often hear this diagnosis - diabetes. Diabetes is one of the most common diseases in the modern world. Patients with diabetes need to constantly monitor blood sugar levels. Usually the fixation of blood glucose levels can be performed using a biosensor.

This section discusses the principle of operation of the biosensor to determine glucose levels. Preferably, most biological sensors are based on the interaction of a biological sample being studied with a reagent to form a new reaction product. This reaction is recorded by a sensor and converted into an electric current, or is associated with modulation of conductivity in the surface layer of the field structure. The properties of sensitive elements that selectively respond to one or more analytes, as well as the structure of transistor converters of the analytical signal, which translate the characteristic features of chemical or biochemical reactions into a physical parameter, are considered. If enzymes or other specific biological objects are used as the recognition reagent, such structures can be used as biosensors.

Methods and applications of carbon nanotubes, their classification, and structure review are also traced. Carbon nanotubes are a sheet of graphene plane rolled into a cylinder. Their classification can be divided into two categories: multilayer carbon nanotubes and single-layer carbon nanotubes and structure review. Electrical

characteristics that vary depending on the diameter of the cylinder and the angle of coagulation of graphene. Much attention is paid to single-layer carbon nanotubes that consist of a single shell of carbon atoms and have promising mechanical and electrical properties. This type of nanotubes exhibit the physical properties of both metallic and semiconductor materials. It is best to characterize such tubes with such concepts as chirality and chiral vector.

Carbon nanotubes have a number of unique properties that determine the prospects for their use in sensors. They are characterized by very high strength, which exceeds the strength of steel, and at the same time good deformation elasticity. This is due to the geometry of their structure, which evenly distributes the load, as well as the strength between the carbon bonds.

Carbon nanotubes have a wide range of electrical properties. Most tubes are semiconductors, but the middle ones are excellent conductors and even insulators. The conductivity of a nanotube depends on its geometric structure, namely on the orientation of the graphite plane relative to the axis of the nanotube.

Single-layer carbon nanotubes have unique electrophysical properties. Due to the one-dimensional structure, they are characterized by very high transport characteristics and can withstand large values of current.

Methods of synthesis of carbon nanotubes and methods of their production are offered: electric arc method, laser sputtering, high pressure carbon conversion (HiPCO) and chemical vapor deposition (CVD). Among these methods, the method of chemical vapor deposition has the best performance in terms of applications of a field-effect transistor on a nanotube.

An overview of field-effect transistors - semiconductor devices, the operation of which is based on the change of resistance of a semiconductor by a transverse electric field - is also offered. Only one type of carrier, either an electron or a hole, is involved in the flow of current. The movement of current is carried out between the source and the drain through the channel.

It is also considered how to use a single-layer carbon nanotube to create a field-effect transistor. The structure of a field-effect transistor on a nanotube is similar to the

structure of a typical field-effect transistor, where a carbon nanotube forms a channel between two electrodes that acts as the source and drain of the transistor. The main stages of manufacturing field-effect transistors on a single-layer carbon nanotube are considered.

Structures for glucose sensors are proposed on the basis of field-effect transistors on a carbon nanotube. Namely, a glucose sensor based on a field-effect transistor on a single-layer carbon nanotube with a dielectric on a polyester PET and a high-k dielectric.

In the second section of the work, mathematical modeling of biosensors based on a field-effect transistor on a carbon nanotube is performed to detect glucose and calculate the initial characteristics of the biosensor. Two mathematical models of the biosensor are considered, in which the structure of the sensor is similar, but the design is different. The biosensor current is a function of glucose concentration and can therefore be used for a wide range of concentration changes. The presented analytical models of sensors allow to analyze the sensitivity of the sensor depending on the length and diameter of the nanotube, the capacity of the PET polymer and the PBS voltage.

The third section discusses the main parameters of biosensors such as: selectivity, accuracy, sensitivity, linearity, response time and regeneration time, service life, hysteresis and repeatability. These parameters can be improved by using nanomaterials.

It is considered that the width of the band gap depends entirely on the diameter of the nanotube and its chirality (n, m). The table with the selected values of n, m is shown and according to them the width of the forbidden zone and other parameters are calculated.

Mathematical models of sensors are realized with the help of Matlab environment. Two sensor models use polyester (PET) as a gate dielectric. However, the output characteristics for identical input data for the sensor structure based on a field-effect transistor on a single-layer carbon nanotube were obtained. A comparison with the experimental curve at the same value of glucose concentration is performed.

The analysis of theoretical dependences of output current on glucose concentration, and also geometrical parameters of the channel of the transistor on the basis of a carbon nanotube - diameter and length, and also thickness of a dielectric is carried out. It is

considered how each change of these parameters affects the initial characteristics of glucose biosensors.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	10
ВСТУП.....	11
1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	13
1.1. Принципи роботи біосенсора	13
1.2. Вуглецеві нанотрубки	15
1.2.1 Методи виготовлення і засосування вуглецевих нанотрубок	15
1.2.2 Структура вуглецевих нанотрубок	17
1.2.3 Синтез вуглецевих нанотрубок	18
1.2.4 Властивості одношарових вуглецевих нанотрубок	23
1.3 Польові транзистори з вуглецевою нанотрубною (CNT-FETs)	25
1.3.1 Польові транзистори	25
1.3.2 Базові конструкції CNT-FETs	26
1.3.3 Методи виготовлення CNT-FETs.....	28
1.3.4 Характеристики CNT-FET	29
1.3.5 Транзисторні структури для сенсорів глюкози	34
1.4 Висновки до розділу 1	37
2 МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ CNT-FETs	39
2.1. Механізм зондування	39
2.2. Математичне моделювання біосенсора глюкози на CNT-FETs 1	40
2.3. Математичне моделювання біосенсора глюкози на CNT-FETs 2	45
2.4. Висновки до розділу 2	47
3. ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ СЕНСОРІВ.....	49
3.1. Характеристики сенсорів	49
3.2. Результати моделювання та їх аналіз	51
3.2.1. Залежність характеристик від концентрації глюкози та довжини ВНТ.....	54
3.2.2. Залежність характеристик від діаметру ВНТ	56
3.2.3. Залежність характеристик від товщини шару діелектрика.....	58
3.3. Висновки до розділу 3	60
ВИСНОВКИ.....	62
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	63

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

ВАХ – вольт-амперна характеристика

ВНТ – вуглецева нанотрубка

ГОД – глюкозооксидаза

ДНК – дезоксирибонуклеїнова кислота

МДН – метал-діелектрик-напівпровідник

AFM – atomno-force microscope (атомно-силовий мікроскоп)

CNTs – carbon nanotubes (вуглецева нанотрубка)

CNT-FETs – carbon nanotube fieled-effect transistors (польовий транзистор на вуглецевій нанотрубці)

CVD – chemical vapor deposition (метод хімічне осадження з пари)

FETs – fieled-effect transistors (польовий транзистор)

HiPCO – high pressure CO conversion (метод перетворення вуглецю при високому)

MOSFET – metal-oxide-semiconductor field-effect transistor (метал-оксид напівпровідник польовий транзистор)

MWNT – multi-wall carbon nanotubes (багатошарові вуглецеві нанотрубки)

PBS – phosphate-buffered saline (фосфатно-буферний сольовий розчин)

PDDA – Poly Diallyl Dimethyl Ammonium Chloride (полі діалілдіметиламонію хлорид)

PET – polyethylene terephthalate (поліетер)

PSS –poly polystyrene sulfonate (полі 4-стиренсульфонат натрію)

SWNT – single-wall carbon nanotubes (одношарові вуглецеві нанотрубки)

TEM – transmission electron microscope (трансмісійний електронний мікроскоп)

ВСТУП

Постійно у світі зростає необхідність розвитку та поліпшення охорони навколишнього середовища, перевірки на якість питної води та продуктів харчування, розвиток науки про здоров'я та збільшення кількості біомедичних досліджень, відповідно, одночасно зростає необхідність застосування нових методів та технологій, що дозволяють проводити достовірні та надійні вимірювання. Саме це питання можна вирішити за допомогою так званих портативних сенсорних приладів які є недорогими, компактними та простими у використанні. Біохімічні сенсори в останні роки набули досить широкого застосування та розвитку. Вони фактично використовуються у всіх галузях людської діяльності. Особливо важливими є їх застосування в медичній промисловості, біологічних та біотехнологічних сферах, тому, що такі сенсори можуть безпосередньо перетворювати біологічні процеси в електронний сигнал, що є основною складністю при їх реалізації.

Останні два десятиліття спостерігається стрімке зростання досліджень сенсорів, особливо хімічних та біохімічних датчиків. У класичному визначенні біосенсор – це компактний аналітичний пристрій, що містить біологічно чутливий елемент, інтегрований в фізико-хімічний перетворювач, метою якого є отримання оптичних або електронних сигналів, що відповідають концентрації аналізованої проби [1]. Це в кінцевому підсумку перетворює біологічну інформацію в кількісно вимірюваний сигнал, як правило, у вигляді оптичних, акустичних, електричних або магнітних реакцій. До біосенсорів можна віднести волокно – оптичні біосенсори, ферментні, флуоресцентні, біосенсори на основі польових транзисторів, оптичні системи, п'єзоелектричні прилади на основі резонансу поверхневих плазмонів, перетворювачі та мікрохвильові системи. Наступне покоління датчиків, або біосенсорів, потребує значних поліпшень чутливості, селективності та точності для задоволення майбутніх потреб. Сьогодні у побудові сенсорів та біосенсорів застосовують різні наночастинки, що сприяє поліпшенню цих приладів.

Саме в цій роботі ми розглянемо біосенсиори, що визначають рівень глюкози. У наш час все частіше від лікарів ми можемо почути такий страшний діагноз – як цукровий діабет. Цукровий діабет – невиліковна хвороба, що виникає внаслідок нестачі інсуліну в організмі людини, викликає підвищений рівень глюкози в крові, відомий як гіперглікемія [2]. Інсулін – це гормон, який синтезується та виділяється з підшлункової залози для опосередкування метаболічних реакцій, що включають глюкозу. Тим самим, він ініціює поглинання глюкози за типами клітин в організмі, знижуючи концентрацію глюкози в крові [3]. Діабет може розвинути або викликати інші захворювання: муковісцидоз, туберкульоз та серцеві захворювання. Такі ускладнення можуть призвести до ретинопатії, що призводить до сліпоти, нефропатії, до ниркової недостатності, ураження периферичного нерва зі збільшенням ризику виразки кінцівок (стопи), ампутації, серцево-судинних захворювань або навіть раку. Діабет був описаний як "тиха епідемія", і з моменту його виявлення докладено великих зусиль для досягнення ефективної діагностики, моніторингу та лікування.

Цукровий діабет – одне з найбільш поширених захворювань у сучасному світі. Ця нестерпна недуга постійно потребує уваги з боку потерпілого до стану свого здоров'я. Хворим на цукровий діабет потрібно весь час відстежувати рівень цукру в крові. Зазвичай фіксацію рівня глюкози в крові можна провести за допомогою біосенсора.

1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Принципи роботи біосенсора

Біосенсори створюють з використанням новітньої біотехнології. Створення біосенсорів відноситься до області міждисциплінарних досліджень і відображає появу союзу біології, хімії, фізики та мікроелектроніки. Біосенсором називається аналітична система, що містить біологічний матеріал (ферменти, клітини, антитіла, антигени, рецептори, фрагменти ДНК), який знаходиться в безпосередньому контакті або вбудований у фізико-хімічний датчик.

Сучасні біосенсори задовольняють більшість вимог, що пред'являються до аналітичного устаткування: вони прості у використанні; мають низьку похибку вимірювання (до 5 %), не вимагають складної підготовки зразків. Для визначення концентрації однієї органічної речовини або речовин, що належать до одного класу, у складній суміші використовуються біосенсори на основі кисневого електрода Кларка (біосенсори I покоління), біосенсори медіаторного типу (II покоління біосенсорів). Однак існують біосенсори III покоління, що перевершують їх за своїми характеристиками за рахунок здійснення прямого перенесення електронів від ферменту на електрод [4].

Початком для розробки біосенсорів став 1962 рік, коли американський вчений Л. Кларк створив перший біодатчик для визначення глюкози, об'єднавши високо специфічну ферментну реакцію та амперметричний кисневий електрод в одну систему [5]. У зазначеному пристрої на поверхні газопроникної мембрани амперметричного датчика, призначеного для визначення концентрації молекулярного кисню (електрод Кларка), був нанесений шар гелю, що містить іммобілізовану глюкозооксидазу (ГОД) рис.1.1. ГОД – фермент, який каталізує процес окислення глюкози молекулярним киснем. За наявності в тестованому середовищі глюкози концентрація кисню у поверхні електрода Кларка зменшувалася і в ланцюзі електроду знижувався електричний струм. При цьому

величина струму через електрод Кларка була пропорційна вмісту глюкози в середовищі для досить широкого діапазону концентрацій вуглеводу.

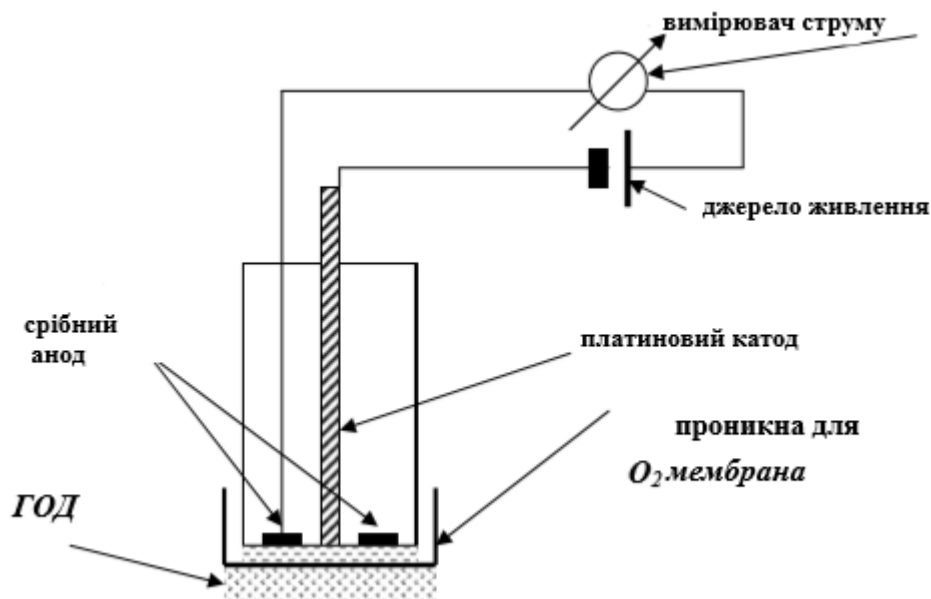


Рисунок 1.1 – Конструкція ферментного електрода для визначення вмісту глюкози

Узагальнена конструктивна схема відомих типів біосенсорів представлена на рис.1.2. Схема ілюструє основну концепцію (ідею) біосенсорів: біологічні компоненти «трансформують» свою активність в електричний струм.



Рисунок 1.2 – Узагальнена принципова схема біосенсора

Принцип роботи переважної більшості біологічних сенсорів ґрунтується на взаємодії біологічного зразка який досліджується з деяким реагентом в утворенні нового продукту реакції. Ця реакція реєструється сенсором та перетворюється в електричний струм, або пов'язана з модуляцією провідності у при поверхневому шарі польової структури. Такі структури характеризуються широким діапазоном практичних застосувань [6].

1.2 Вуглецеві нанотрубки

1.2.1 Методи виготовлення і засосування вуглецевих нанотрубок

У 1960 році Бекон повідомив, що спостерігав прямі порожнисті трубки з вуглецю, які з'явилися як графенові шари вуглецю. У 70-х роках вчені спостерігали ці трубки знову методом посиленого каталізом хімічного осадження пари. У 1985 р. випадкові події призвели до відкриття нової молекули, повністю виготовленої з вуглецю, розташованої у формі футбольного м'яча [6]. У 1989 році двома громадянам США був виданий патент на отримання нанотрубок з болотного газу – метану. Він мав на меті виготовлення «вуглецевих волосків», що призначені для електричного освітлення. Згідно з патентом, ці електричні волоски мають не лише електричні властивості, а ще можуть бути зігнуті або закручені в довільну форму, як тільки це можливо. В 60-70-х роках 20 століття виготовленням та вивченням нанотрубок займалися дві групи дослідників із національної-вугільної компанії Парма, штат Огайо, США та з Кентерберійського університету, Крістчерч, Нова Зеландія. Активна PR-компанія навколо нанотрубок розпочалася саме в 1991 році, після того як П. Іджима [7] спостерігав трубчасту форму у вигляді коаксіальних труб графітних аркушів у дослідницькій лабораторії електроніки в транснаціональній компанії NEC в Цукубі, Японія. Через два роки Bethune [8] та Іджима [9] вдалося спостерігати ту ж трубчасту будову, але лише з

одним атомним шаром графену, який став відомим як одношарова вуглецева нанотрубка (SWNT). Зображення ВНТ представлено на рис.1.3.

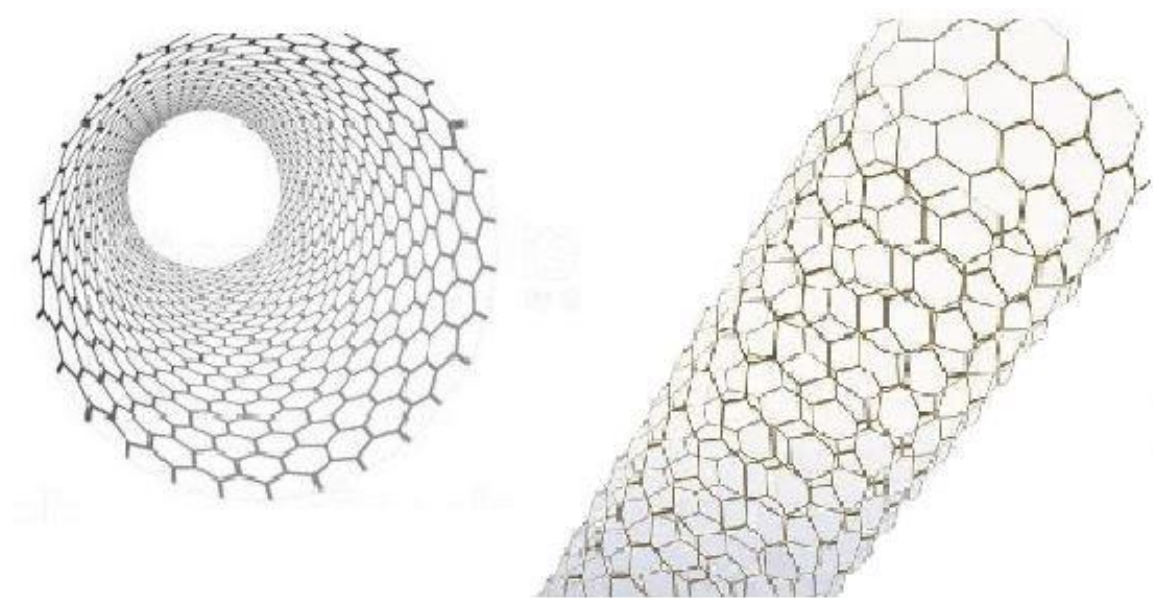


Рисунок 1.3 – Схематичне зображення вуглецевої нанотрубки

Однією з цікавих особливостей вуглецевої нанотрубки є те, що вона може бути металевою або напівпровідниковою. Оскільки вуглецева нанотрубка (ВНТ) є листом площини графену, який згорнутий в циліндр, його електричні характеристики змінюються залежно від діаметра циліндра та кута загортання графену [10]. Вуглецеві нанотрубки можна класифікувати на дві категорії:

- Багат шарові вуглецеві нанотрубки (MWNT)
- Одношарові вуглецеві нанотрубки (SWNT).

Одношарові нанотрубки – це одновимірні графенові листи, що згорнуті в трубчасту структуру розміри якої декілька нанометрів та має схожі властивості як у графену. SWNT – це одновимірні метали, властивості яких визначаються за допомогою вектора хіральності. З іншого боку, багат шарові нанотрубки мають ті ж самі властивості, що і SWNT, але, принципова різниця в тому, що SWNT складаються з одного шара графенових листів, а MWNT мають декілька шарів листів, згорнутих у трубчасту структуру [11].

1.2.2 Структура вуглецевих нанотрубок

Існує чотири види природного вуглецю: алмаз, графіт, графен і фулерени. Фулерени – це молекули, повністю сформовані з вуглецю форми – sp^2 і мають форму порожнистої сфери, еліпсоїда або циліндра. Фулерени, які приймають форму циліндра, мають назву – нанотрубки.

Вуглецеві нанотрубки мають багатообіцяючі механічні та електричні властивості. Їх можна зобразити в результаті складання графенових шарів у трубчасту структуру, як показано на рис.1.4. Ці циліндри утворюють вуглецеву нанотрубку і вони можуть бути одношаровими або багатошаровими, залежно від кількості оболонок, що утворюють трубчасту структуру [11].

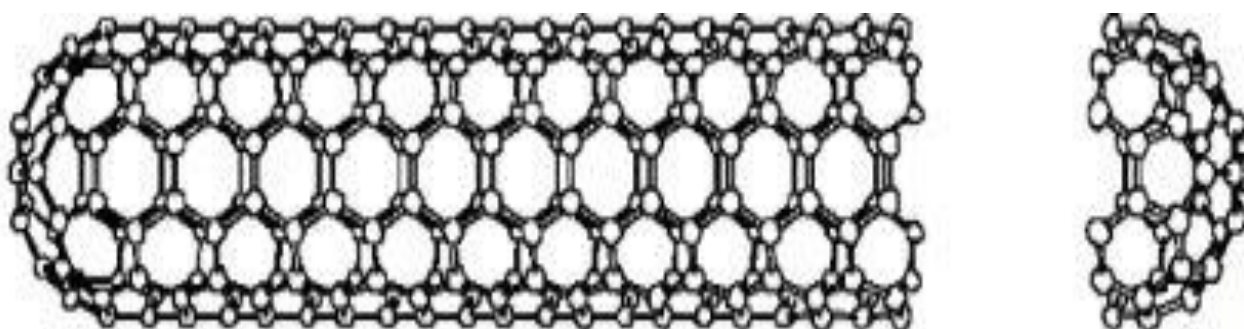


Рисунок 1.4– Ідеалізована модель одношарової нанотрубки

Одношарові нанотрубки (SWNT) складаються з однієї оболонки атомів вуглецю. Багатошарові нанотрубки (MWNT) мають безліч вкладених оболонок вуглецю. Крім того, нанотрубки які складаються з одного шару вуглецю, як правило, сильно прилягають один до одного, утворюючи мотузки або пучки нанотрубок, проявляючи фізичні властивості як металевих, так і напівпровідних матеріалів.

SWNT стали одними з найбільш імовірними претендентами в мініатюризації електроніки, що перевищує сучасні технології. Вони виявляють феноменальні електричні та механічні властивості. Найбільш фундаментальне застосування SWNT – в польових транзисторах (FETs). Створено транзистори з польовим

ефектом вуглецевих нанотрубок та транзистори з польовим ефектом вуглецевої нанотрубки [12], що демонструє поведінку, подібну до діючих MOSFET.

1.2.3 Синтез вуглецевих нанотрубок

Через швидке просування та застосування вуглецевих нанотрубок були розроблені різні методи отримання ВНТ. Вуглецеві нанотрубки можуть бути виготовлені за допомогою одним з таких методів: метод електродуги, лазерне розпилення, перетворення вуглецю при високому тиску (HiPCO) та хімічне осадження з пари (CVD). Серед цих методів найкращі показники щодо застосувань CNT-FETs має метод CVD.

- Метод електродуги

Електродуговий метод був історично першим доступним методом виготовлення вуглецевих нанотрубок. У цьому методі використовують термічне розпорошення графітового електрода в плазмі дугового розряду, що горить в атмосфері гелію. Процес синтезу здійснюється в камері, заповненій гелієм під тиском близько 500 Тор. На торцевій поверхні катода утворюється осад, в якому формуються ВНТ. Найбільша кількість нанотрубок формується коли струм плазми мінімальний і його щільність становить близько 100 A/cm^2 . В експериментальних установках напруга між електродами зазвичай становить близько 15-25 В, струм розряду – кілька десятків А, а відстань між кінцями графітових електродів - 1-2 мм. У процесі синтезу близько 90 % маси анода осідає на катоді. Схематичне зображення методу електродуги представлено на рис.1.5 [13].

Нанотрубки, що утворилися, мають довжину близько 40 мкм. Вони нарастають на катоді перпендикулярно плоскій поверхні торця і збираються в циліндричні пучки діаметром близько 50 мкм. Пучки нанотрубок регулярно покривають поверхність катода. Простір між пучками нанотрубок заповнений сумішшю неупорядкованих наночастинок і поодиноких нанотрубок[13].



Рисунок 1.5 – Камера для методу електродуги отримання нанотрубок в атмосфері гелію, що включає анод і катод з графіту, джерело напруги і насос [13]

Продукти розпилення містять, на ряду з частинками графіту, також деяку кількість фулеренів, що осідають на охолоджених стінках розрядної камери, а також на поверхні катода, більш холодного, ніж анод. Для поділу компонентів отриманого осаду використовується ультразвукове диспергування. Катодний депозит поміщають у метанол і обробляють ультразвуком. У результаті виходить суспензія, яка після додавання води піддається поділу на центрифугі. Великі частинки сажі прилипають до стінок центрифуги, а нанотрубки залишаються в суспензії. Потім нанотрубки промивають в азотній кислоті, просушують в газоподібному потоці кисню і водню в співвідношенні 1: 4 при температурі 750 °C протягом 5 хв. [14-15,13]

- Лазерне розпилення

Найбільш витончений метод отримання нанотрубок полягає в обстрілі вміщеній в вакуумну камеру графітової мішені імпульсним лазером [16-17]. Схематичне зображення цього методу представлено на рис.1.6. Вибитий лазерним імпульсом вуглець осідає на близько розташовану холодну підкладку у вигляді нанотрубок. Додаючи в мішень різні каталізатори, застосовуючи одночасно кілька

лазарів з різною довжиною хвилі випромінювання, можна отримати нанотрубки різних видів.

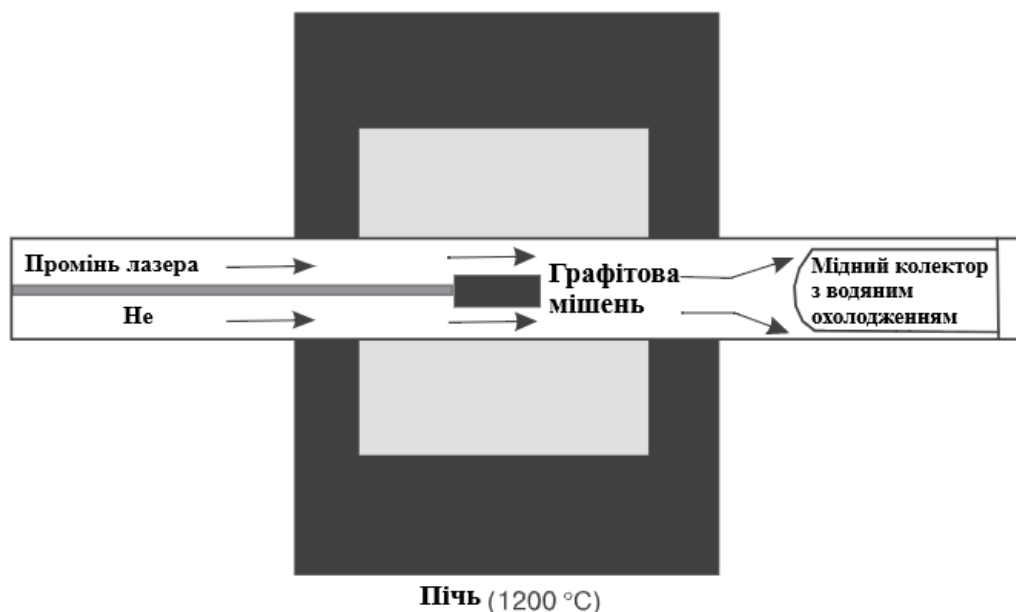


Рисунок 1.6 – Схема процесу лазерного розпилення. Джерело лазерного випромінювання, піч нагріта до 1200 °C, графітова мішень, охолоджений колектор, на поверхні якого ростуть нанотрубки [13]

До недавніх пір вважалося, що атмосфера гелію являється необхідною умовою для створення одношарових нанотрубок у процесі лазерної абляції. Однак тепер метод вдосконалили, застосовуючи розряд не тільки в гелевій, але і у водневій атмосфері, а також в атмосфері азоту. При цьому регулюють тиск, застосовують каталізatori – у результаті протягом декількох годин можна отримати близько одного грама чорного порошку, що містить понад 96 % одних тільки нанотрубок [13].

В атмосфері азоту експерименти проводять при температурі поверхні графітової мішені 1200 °C і тиску азоту в камері ~ 500 Тор. Випромінювання другої гармоніки неодимового лазера з тривалістю імпульсу 8 нс фокусують на поверхню мішені, забезпечуючи щільність енергії ~ 3 Дж/см². У графітову мішень додають 1,2 ат. % домішків Ni й Co в якості каталізатора. Сажа, що утворилась в результаті, має до 50 % одношарових нанотрубок діаметром 1,3-1,4 нм. Частина трубок з'єднана у джгути діаметром до 30 нм [13].

Залежно від умов метода лазерного випромінювання, можна отримати різні типи нанотрубок. Якщо використовувати чистий графіт, то в результаті отримаємо багатошарові нанотрубки. При одночасному використанні графітового та металевго стрижня отримаємо одношарові вуглецеві нанотрубки. Вихід і структурні характеристики нанотрубок аналогічні відповідним параметрам нанотрубок, синтезованих в атмосфері гелію [18].

- Перетворення вуглецю при високому тиску (HiPCO)

HiPCO – це технологія, яка виробляє одношарові вуглецеві нанотрубки в безперервному потоці газу. Метод цього процесу який продемонстрований на рис.1.7 полягає в диспосції CO на нанорозмірних частинках заліза, що виділяються при розкладанні парів карбоніла заліза безпосередньо в зоні реакції. Реакція носить об'ємний характер, що створює передумови для реалізації безперервного процесу.

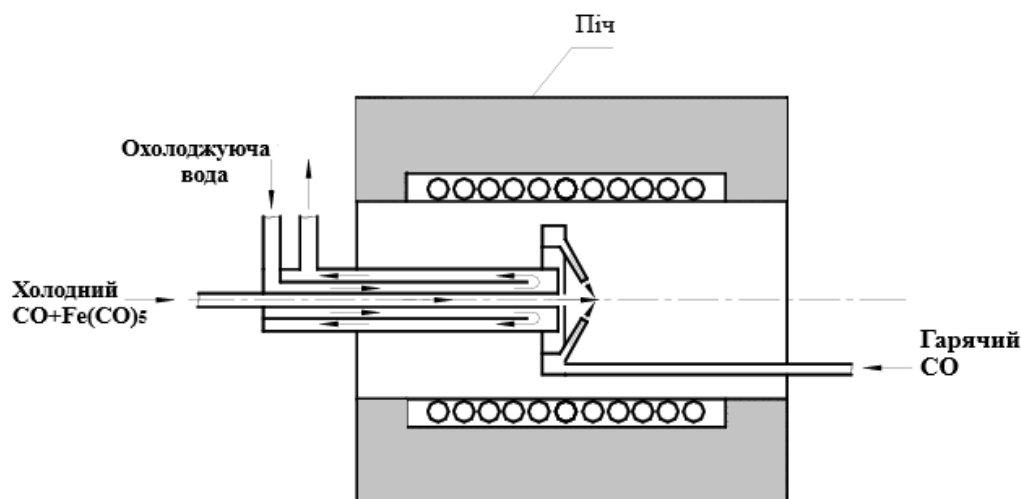


Рисунок 1.7 – Схема процесу HiPCO

Нанотрубки отримують, пропускаючи CO змішаний з $\text{Fe}(\text{CO})_5$, крізь нагрітий реактор. Температура в зоні реакції підтримується $\approx 1000^\circ\text{C}$. Щоб уникнути передчасного розкладання $\text{Fe}(\text{CO})_5$ його подають під тиском 10 атм., або вище по охолоджувальних водою трубкам. Підвищений тиск сприяє також збільшенню рівномірного виходу ВНТ швидкості процесу. Додавка невеликої кількості CH_4 також підвищує вихід ВНТ.

Цим методом були синтезовані нанотрубки мінімальним діаметром до 0,7 нм, які, як передбачається, мають найменші розміри хімічно стійких SWNT. Середній діаметр отриманих одношарових ВНТ в процесі HiPCO складає приблизно 1,1 нм. Розмір і діаметр можна контролювати регулюванням тиску CO [19].

- Хімічне осадження з пару (CVD)

Так званим методом CVD, що представлений на рис. 1.8, який полягає в пропусканні вуглеводню (найчастіше ацетилену) над кобальтовим або зі вмістом нікелю каталізатора при температурі 500-800 °С, теж можна отримати вуглецеві нанотрубки [20].

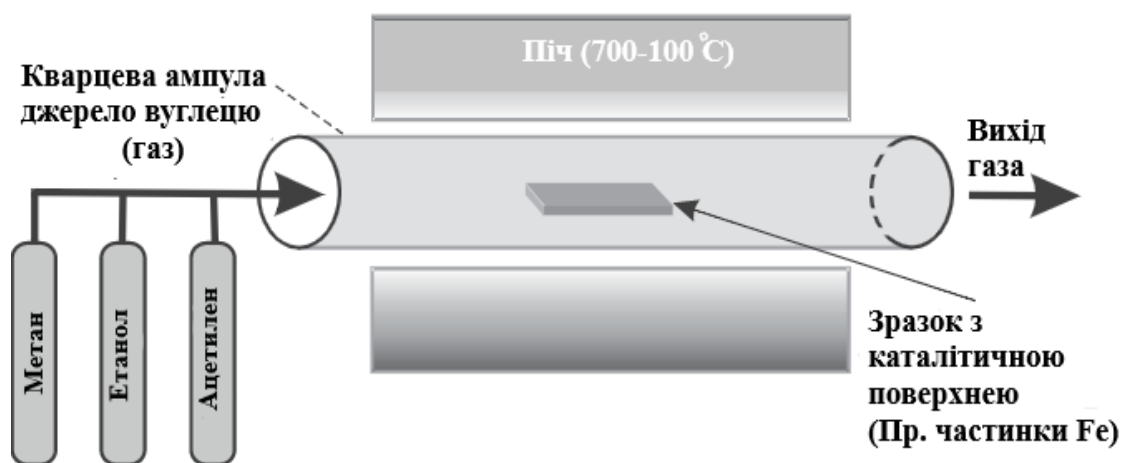


Рисунок 1.8 – Схема процесу CVD. У кварцову ампулу, вміщену в піч і нагріту до 700-1000 °С, подається метан, етилен або ацетилен. Нанотрубки ростуть в присутності перехідних металів [13]

Зовсім недавно вдалося встановити механізм росту нанотрубок з газової фази. В середині трансмісійного електронного мікроскопа з високою роздільною здатністю при 500 °С проводили каталітичну реакцію взаємодії метану з закріпленими на носії наночастинками нікелю діаметром 5-20 нм. Встановлено, що на поверхні частинок каталізатора відбувається розкладання молекули вуглеводню, а утворена в результаті самозбирання нанотрубка буквально звисає з дрібних частинок каталізатора, які, у вигляді своєрідної голови, виявляються захоплені в точці зростання нанотрубки і стимулюють її подальше зростання.

Утворені при цьому багат шарові нанотрубки мають приблизно той же діаметр, що і частинки каталізатора. Цікаво, що зростання нанотрубок супроводжується зміною форми частинок каталізатора, які зі сферичних стають витягнутими та знову сферичними, при цьому кристалічна структура частинок каталізатора в процесі реакції зберігається. Для зростання нанотрубки необхідно, щоб деяка частина каталізатора знаходилась в контакті з парами вуглеводнів; якщо частинка каталізатору виявляється всередині нанотрубки, процес зростання нанотрубки призупиняється.[20]

1.2.4 Властивості одношарових вуглецевих нанотрубок

Одношарові вуглецеві нанотрубки найкраще характеризуються хіральністю чи хіральним вектором.

Хіральність – це адаптована концепція, унікальна для кожного типу нанотрубок, що визначає її властивості та діаметр [21]. Хіральність представлена парою двох цілих чисел (n, m) , які вказують місце положення шестикутника сітки, який в наслідок згортання має сходитися з шестикутником на початку координат.

Хіральний вектор – це лінія, яка простежує ВНТ навколо його окружності від одиниці атома вуглецю, який називається опорною точкою (точка О), назад до себе (точка С) на рис.1.9 [22]. Цей вектор ОС можна представити наступною математичною формулою

$$C_h = na_1 + ma_2$$

де a_1 і a_2 – одиничні вектори для шестикутної структури графена,

(n, m) – цілі числа що представляють кількість шестикутників від опорної точки (О) до точки (С), в напрямках a_1 та a_2 відповідно (рис.1.9).

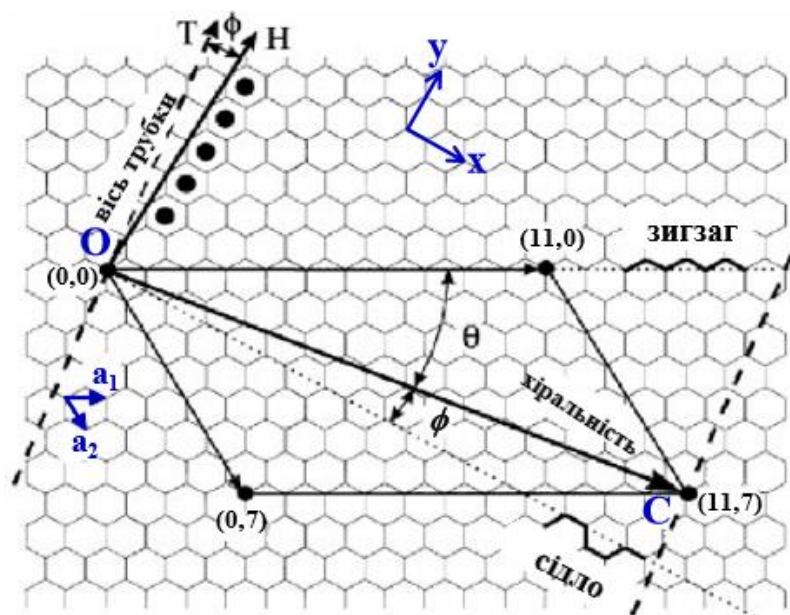


Рисунок 1.9 – Схематичне зображення хірального вектора в кристалічній решітці вуглецевої нанотрубки

Таким чином, ВНТ можна описати позначенням (n, m) , посилаючись на хіральний вектор. На рис. 1.9 визначено два кути обгортання, θ і ϕ . Кут θ , відомий як хіральний кут, можна визначити, як кут між віссю зигзагу та хіральним вектором і характеризується відхиленням від конфігурації зигзагу; кут ϕ , визначається між віссю сідла та хіральним вектором.

$$\theta = \arctg\left(-\frac{\sqrt{3}m}{2n+m}\right).$$

Використовуючи індекси n, m та хіральний кут, вуглецеві нанотрубки можна класифікувати на три групи:

1. для $n = m$, при хіральному куті $\theta = 30^\circ$ нанотрубки мають структуру типу сідла,
2. для $n = 0$ або $m = 0$, при $\theta = 0^\circ$ мають структуру подібну зигзагу,
3. для будь-якої іншої комбінації з $0^\circ < \theta < 30^\circ$ нанотрубки є хіральними.

Крім того, цілі числа n, m також визначають: ВНТ є металевими чи напівпровідниками, коли $n - m = 3l$ (l - ціле число), нанотрубка є металевою, а коли $n - m \neq 3l$, нанотрубка – напівпровідник. Хіральний кут θ та діаметр ВНТ пов'язані індексами наступним чином

$$d = \frac{a\sqrt{3(n^2 + m^2 + mn)}}{\pi},$$

де, a міжатомна відстань в графеновому листі ($a = |a_1| = |a_2| = 0,246\text{нм}$).

1.3 Польові транзистори з вуглецевою нанотрубкою (CNT-FETs)

1.3.1 Польові транзистори

Польові транзистори – це напівпровідникові пристрої, робота яких ґрунтується на зміні опору напівпровідника поперечним електричним полем. Польові транзистори також мають назву уніполярні, це свідчить про те, що в процесі протікання струму бере участь лише один вид носіїв або електрони, або дірки. ПТ зазвичай мають три електроди: витік, стік, затвор. Такі пристрої, як MOSFET, досягають повної провідності під впливом напруги затвора, що викликає інвертуючий канал під оксидом затвора. Рух струму здійснюється між витоком і стоком через канал. Канал може бути виготовлений з одного виду напівпровідника n або p . Структура такого приладу продемонстрована на рис.1.10.

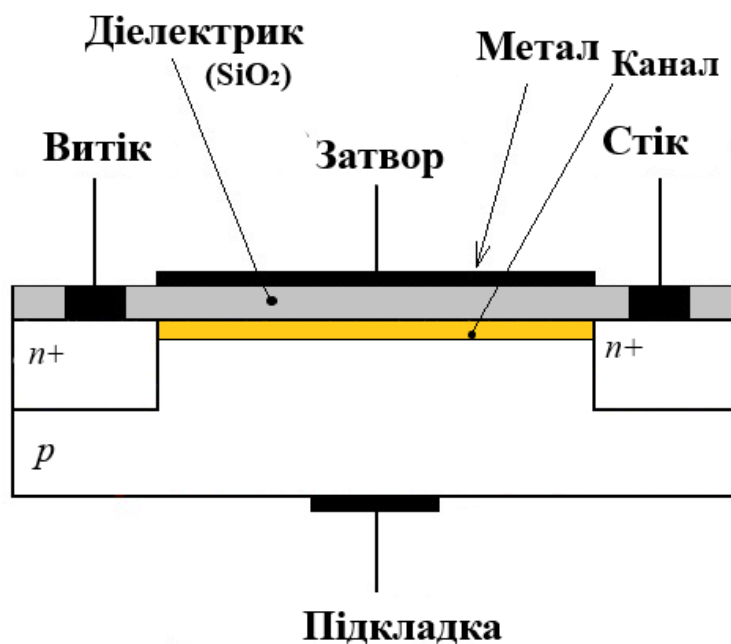


Рисунок 1.10 – Поперечний переріз MOSFET структури

За допомогою ВНТ можна створити польовий транзистор, принцип дії якого повністю еквівалентний роботі звичайного польового транзистора. Різниця полягає лише в тому, що замість каналу перенесення носіїв заряду буде слугувати вуглецева нанотрубка. CNT-FETs працює за тим же принципом, однак реакція цієї операції досягається, використовуючи SWNT як провідний канал між джерелом та стоком. Напруга на затворі змінюється провідністю SWNT і струм може протікати між стоком і виток. Основна структура CNT-FETs показана на рис.1.11.



Рисунок 1.11 – Поперечний переріз структури CNT-FETs

1.3.2 Базові конструкції CNT-FETs

Лише через кілька років після відкриття ВНТ перші польові транзистори на нанотрубках (CNT-FETs) були зареєстровані в 1998 році групою вчених Мартела [11] і Деккера [23].

Такі пристрої були виготовлені з використанням вуглецевих нанотрубок поверх SiO_2 і Si-пластин, які працювали в якості додаткового нижнього затвора, що подає негативну напругу. Для стоку та виток використовували платинові (Pt) електроди-клеми. Вуглецеві нанотрубки були отримані методом лазерної абляції та

дисперговані випадковим чином на SiO_2 . Цей метод показав не дуже хороші характеристики, оскільки він був заснований на невизначеній кількості вуглецевих нанотрубок поміщених між електродами. Отже, використання хімічного парового осадження метану на даній підкладці дозволило вирощувати вуглецеві нанотрубки тільки на певних металевих острівцях каталізатора [24].

Перші CNT-FET виготовлялися на окислених Si-підкладках, з'єднання затворів було дуже слабе через товстий шар SiO_2 та геометрію (розташування) нижнього затвора [10,15]. У 2002 році спостерігалось серйозне поліпшення після впровадження CNT-FETs з використанням геометрії нижнього затвора [25].

Надпровідність $\sim 3,25$ мкСм і підпороговий нахил ~ 130 мВ/декаду спостерігалися. Коефіцієнт транскондуктивності був набагато вище в порівнянні з 0,3 мкс у пристроях з геометрією додаткового нижнього затвора [26]. Наступне підвищення продуктивності було отримано з використанням сильного k діелектрика [12] і електролітичного стробування затвору [27]. Javey і співавтори, [12] повідомили про інтеграцію затворів CNT-FETs p-типу з використанням матеріалу з високим k діелектриком ZrO_2 ($k=25$) в якості оксиду затвора, досягаючи коефіцієнта надпровідності і підпорогового нахилу 12 мкСм і 70 мВ/декаду відповідно. Затвор у вигляді електроліту, вперше введений, включає в себе подачу напруги на затвор-електроліт, який створює електрохімічний потенціал між електролітом і пристроєм. Струм витоку між електролітом і електродами дуже малий, і електроліт поводить ся як затвор ізолюючої рідини [27]. Підпорогові нахили 80 мВ/декаду і рухливість дірок $1500 \text{ cm}^2/\text{s}$ були повідомлені Розенблатом і ін. [27]. Пізніше повідомлялося про рухливість дірок $2600 \text{ cm}^2/\text{s}$ і підпорогові нахили 62 мВ/декаду [28].

Вуглецеві нанотрубки є провідниками, які потрапляють в режим балістичної роботи [29], що являє собою великий інтерес для інтегральних схем через велику довжину розсіювання. Балістичні вуглецеві нанотрубки були продемонстровані [30], і причина великої довжини розсіювання полягає в малій кількості подій розсіювання. Оскільки вуглецеві нанотрубки є одновимірними провідниками, спостерігається зменшення фазового простору для розсіювання [31], так як

можливо тільки зворотне розсіювання [32], тому як дозволено пересування лише вперед та назад.

Коли CNT-FETs були вперше впроваджені, вони мали високий бар'єр Шотткі на межі електрод-нанотрубка [11] і струм в основному пояснювався модуляцією контактного опору на межі поділу електрод-нанотрубка, а не на провідність каналу. Хоча характеристики польових транзисторів на ВНТ нагадують характеристики типового польового транзистора, бар'єр Шотткі як і раніше залишається важливою проблемою. Оскільки струм експоненціально залежний, невелика зміна напруги зсуву може викликати різкі небажані зміни струму [33]. Проте, недавні поліпшення у виготовленні польових транзисторів на ВНТ дозволили впровадження CNT-FETs з невеликими, негативними або відсутніми бар'єрами Шотткі [34]. Javey і ін. використовували паладій (Pd) для усунення бар'єру Шотткі для дірок у валентній зоні в CNT-FETs *p*-типу, а Nosho [35] і інші, використовували кальцій (Ca), щоб зробити те ж саме для електронів в зоні провідності для CNT-FETs *n*-типу.

1.3.3 Методи виготовлення CNT-FETs

Польові транзистори з нанотрубкою (CNT-FETs) можуть бути виготовлені діагональним поперечним перерізом, розмір якого відповідає порядку квантової механічної довжини хвилі електронів. Таким чином, на транспортні властивості впливають квантово-механічні явища та балістичний транспорт [36]. Оскільки ВНТ можуть бути леговані домішками *n*- або *p*-типу, так само CNT-FETs можуть бути виготовлені як *n*-, так і *p*-типу [37]. Структура CNT-FETs схожа на структуру типового MOSFET [38], де SWNT утворює канал між двома електродами, який працює як витік та стік транзистора. Конструкція будується поверх ізоляційного шару та кремнієвої підкладки, яка виконує функції нижнього затвору [11, 25]. За останнє десятиліття було зафіксовано значний попит виготовлення CNT-FETs.

Етапи виготовлення CNT-FETs наступні: вуглецеву нанотрубку вирощують за допомогою будь-якого зі способів, описаних у розділі 1.2.2. Для вимірювання діаметра вуглецевих нанотрубок використовують атомно-силовий мікроскоп (AFM) або трансмісійний електронний мікроскоп (TEM) [39].

Для структури металевих електродів вуглецевої нанотрубки використовують каталізатори. Ці металеві електроди є контактами стоку та витоку. В основному використовувались золоті (Au) або титанові (Ti) електроди, але кращими є електроди з паладію (Pd) та кальцію (Ca), оскільки на стоці та затворі вони можуть позбутися або зменшити Бар'єр Шотткі. Оксид затвору (як правило, має високе значення k -діелектрика - в якості матеріалу використовується нітрид кремнію) та затворні контакти осідають. Високий матеріал k -діелектрика був використаний [12] для збільшення ємності затвора і з'єднання затвора з пристроєм.

Коли були виготовлені перші CNT-FETs їх I-V характеристики показали поведінку p -типу [23], що означає леговану вуглецеву нанотрубку p -типу. Пізніше причину p -типу поведінки пояснювали поглинанням кисню [40], що змінює рівні енергетичної діаграми смуги на межі CNT-електрод, що сприяє утворенню отворів [41]. Отже, виготовлені CNT-FET n -типу [38,41], Derycke et al., [41] показали можливість отримання CNT-FET n -типу шляхом відпалу у вакуумі протягом декількох хвилин. CNT-FET n - і p -типів можуть бути також виготовлені методом звичайного легування. Пристрої n типу були виготовлені [38], використовуючи калій (K) в якості донорного матеріалу та пристрої типу p з використанням бору (B) як акцепторного матеріалу.

1.3.4 Характеристики CNT-FET

Фізична структура польових транзисторів на ВНТ дуже схожа на структуру МОП-транзисторів, та їх ВАХ і характеристики перенесення носіїв заряду також дуже багатообіцяючі, і можна припустити, що CNT-FETs поступово можуть

успішно замінити МОП-транзистори в нанорозмірній електроніці. Звичайно, є деякі відмінні властивості CNT-FETs, такі як [42]:

- Вуглецева нанотрубка є одновимірною, що значно знижує ймовірність розсіювання. В результаті пристрій може працювати в балістичному режимі.
- На поверхні нанотрубки всі хімічні зв'язки насичені і стабільні. Іншими словами, немає обірваних зв'язків, які формують взаємозв'язок. Отже, немає необхідності в обережній пасивізації (послаблення) границі розділу між каналом нанотрубки і діелектриком затвора, тобто немає еквівалента границі розділу кремній/діоксид кремнію.
- Бар'єр Шотткі на контакті метал-нанотрубка є активним елементом, що переключає, в пристрої з внутрішньої нанотрубки.

Вольт-амперні характеристики стоку в 2D показані на рис.1.12. Струм насичення при $V_{gs} = 0,5$ В складає близько 6 мкА.

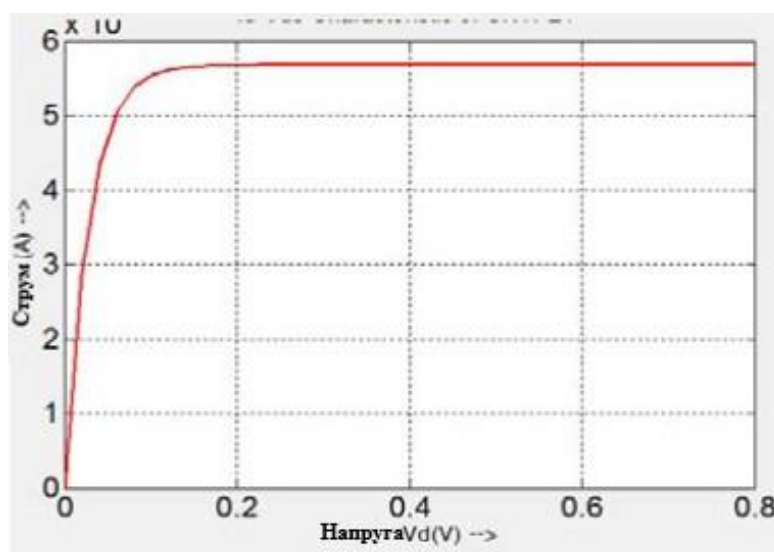


Рисунок 1.12 – Вольт-амперні характеристики плоского CNT-FETs.

Вихідні вольт-амперні характеристики показали залежність струму стоку насичення від температури. Коли CNT-FETs охолоджується, струми насичення стоку ледве помітно зменшуються [42].

Крива струму може бути розділена на дві області: лінійну і насичену. Струм витоку в лінійній області CNT-FETs можна описати таким чином:

$$I_d = \frac{W}{L} \mu C_{ox} \left[(V_{gs} - V_T) V_{ds} - \frac{V_{ds}^2}{2} \right],$$

або

$$I_d = K_n \left[2(V_{gs} - V_T) V_{ds} - V_{ds}^2 \right],$$

де K_n – провідність CNT-FETs;

W – ширина CNT-FETs;

L – довжина CNT-FETs;

μ – рухливість носіїв;

C_{ox} – ємність затвора.

Також можна отримати струм насичення CNT-FETs, замінивши $V_{ds(sat)} = V_{gs} - V_T$. Тоді вираз струму насичення CNT-FETs можна записати:

$$I_{ds(sat)} = K_n (V_{gs} - V_T)^2.$$

Вольт – амперна – характеристика:

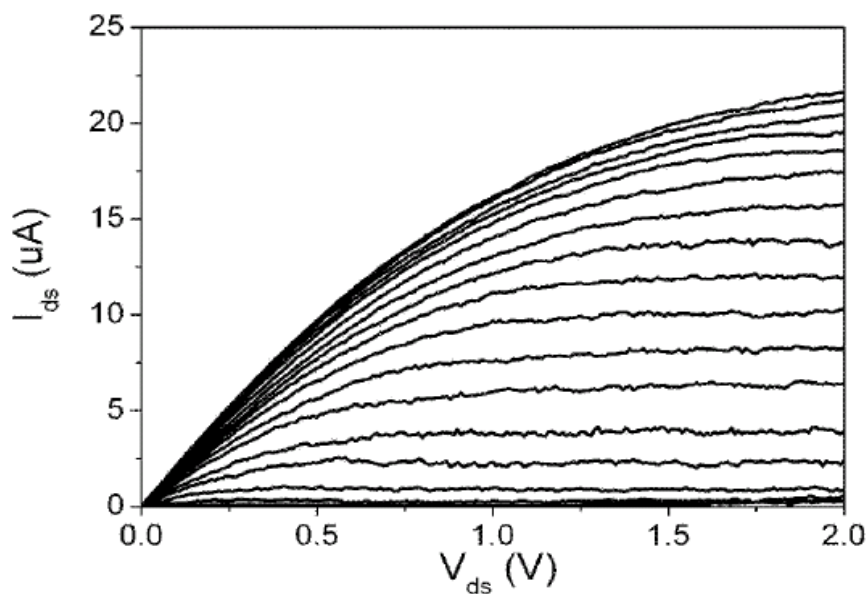


Рисунок 1.13 – Вихідні характеристики CNT-FETs n -типу

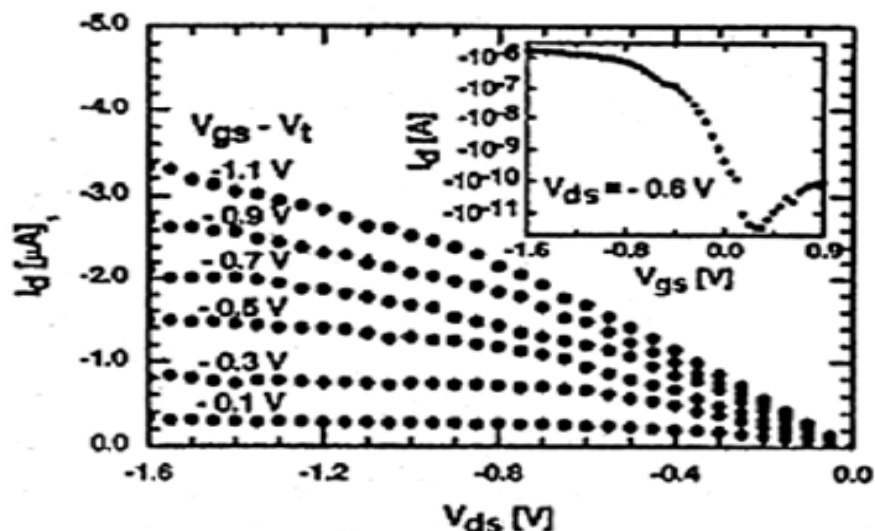


Рисунок 1.14 – Вихідні характеристики для CNT-FETs з верхнім стробіюванням *p*-типу

При збільшенні напруги на затвор- витік бар'єр Шотткі CNT-FETs з 0 В рівень Фермі нанотрубки наближається до зони провідності. Цей ефект зниження смуги викликає створення бар'єрів на стиках нанотрубок з металом. Електрони, що мають достатню енергію, перетинатимуть бар'єр і потраплятимуть в трубку, викликаючи струм витоку. У нашій моделі основним джерелом витоку є термоелектронний струм. Коли на стік подається позитивна напруга, пік бар'єру починає поступово зменшуватися на цьому кінці каналу. Товщина бар'єру, як видно з носіїв заряду, теж починає зменшуватися. Отже, електрони, індуковані у канал, тепер можуть проникати в метал стоку шляхом тунелювання через бар'єр, тоді як носії, з достатньою тепловою енергією, можуть перестрибувати через бар'єр. Граничне значення струму через нанотрубку описується термоелектронною складовою струму[42].

З рис.1.13 видно, що, коли напруга затвора не подається, для випадку $V_{gs} = 0$ струм збільшується лінійно з зростанням V_{ds} . Це пов'язано з лінійною залежністю термоелектронного струму від напруги стоку. Прикладання позитивної напруги на затворі викликає сильний додатковий заряд у каналі. У цьому випадку тунельний струм, що викликається зарядом, значно більший, ніж складова термоелектронного струму. Передавальні характеристики на рис.1.14 відображають аналогічний

сценарій. Для прикладеної напруги стоку струм збільшується майже квадратично, як тільки подається напруга затвора. Дві вольт-амперні характеристики – вихідна і прохідна показують, що струм, що протікає через пристрій, дуже чутливий до напруги стоку і в значній мірі контролюється шляхом зміни висоти бар'єру на контактах[42].

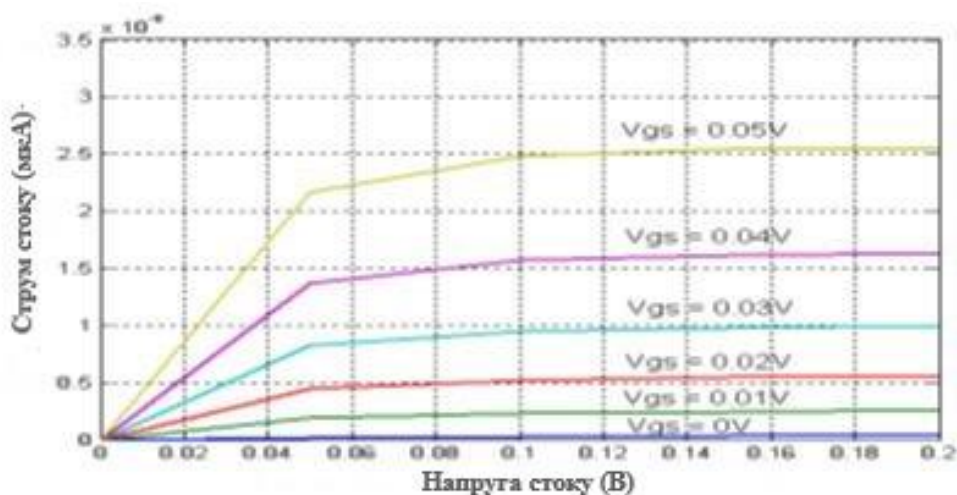


Рисунок 1.15 – Підпорогові характеристики стоку CNT-FETs

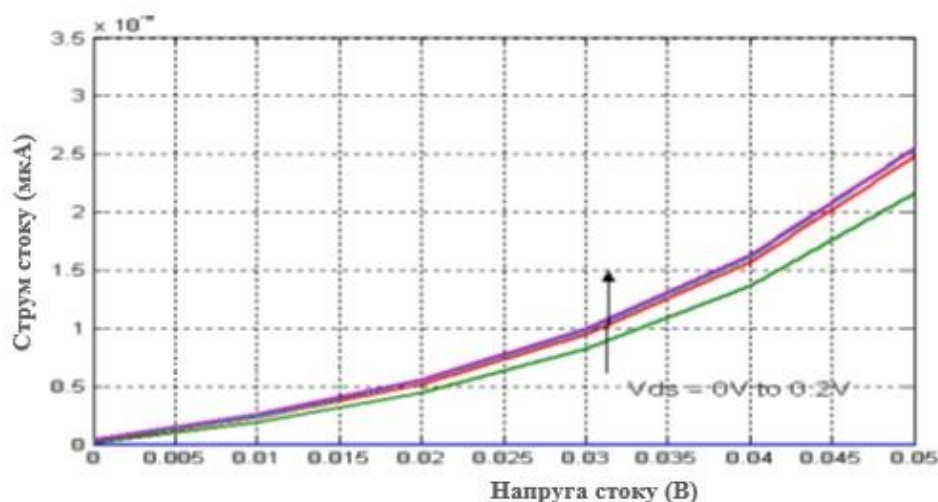


Рисунок 1.16 – Підпорогові характеристики передачі CNT-FETs

З рис.1.15 видно, що для даної напруги V_{gs} струм насичується в області, коли прикладена $V_{ds} \approx 0.05$. У цьому випадку бар'єр повністю пригнічений і через канал проходить максимальний струм. На рис.1.16 показано майже лінійне збільшення струму в залежності від напруги на затворі. Виникнення насиченості струму як функції напруги стоку тут дуже чітко виражена. Графік складається з 5 кривих для

значень V_{ds} від 0 до 1 В. Однак, незважаючи на помітне збільшення струму при збільшенні V_{ds} з 0,1 В до 0,3 В, понад це значення, всі інші криві, що представляють вищі значення V_{ds} майже злилися. Струм стоку за цією точкою не залежить від V_{ds} [42].

1.3.5 Транзисторні структури для сенсорів глюкози

Біомедичні методи аналізу, такі як виявлення глюкози в крові, вимагають великої кількості наукових досліджень. Датчики ферментів на основі оксиду глюкози (GO_x) широко використовуються для діагностики та моніторингу рівня глюкози в крові через здатність GO_x швидко та точно ідентифікувати цільові молекули глюкози [43–44]. Вуглецеві нанотрубки (ВНТ) з найкращими електричними показниками є найважливішими для проектування сучасних біосенсорів [45–46].

Про застосування ВНТ для виявлення глюкози було експериментально досліджено у роботі [47], де GO_x використовується як фермент. ВНТ використовується в якості каналу у транзисторі та мають довжину порядку $L = 15$ нм та діаметром $d = 1,7$ нм. Електрохімічний біосенсор глюкози з використанням GO_x [47] зображено на рис.1.17 а, б. Реалізовані такі поліелектроліти, як полі діалілдіметиламонію хлорид (PDDA) та полі 4-стиренсульфонат натрію (PSS) [47]. На рис.1.17 а показано структуру PDDA/SWCNT на полієфірній гнучкій підкладці поліетилентерефталат (PET), а біомолекулярна збірка GO_x зображена на рис.1.17 б. Для отримання стабільних негативних зарядів GO_x розчиняють у фосфат буферному сольовому розчині (PBS) з концентрацією 1 мг/мл. Фосфатні одноосновні (NaH_2PO_4) та двоосновні кислоти (Na_2HPO_4) використовуються як стандартний буферний розчин з рН.

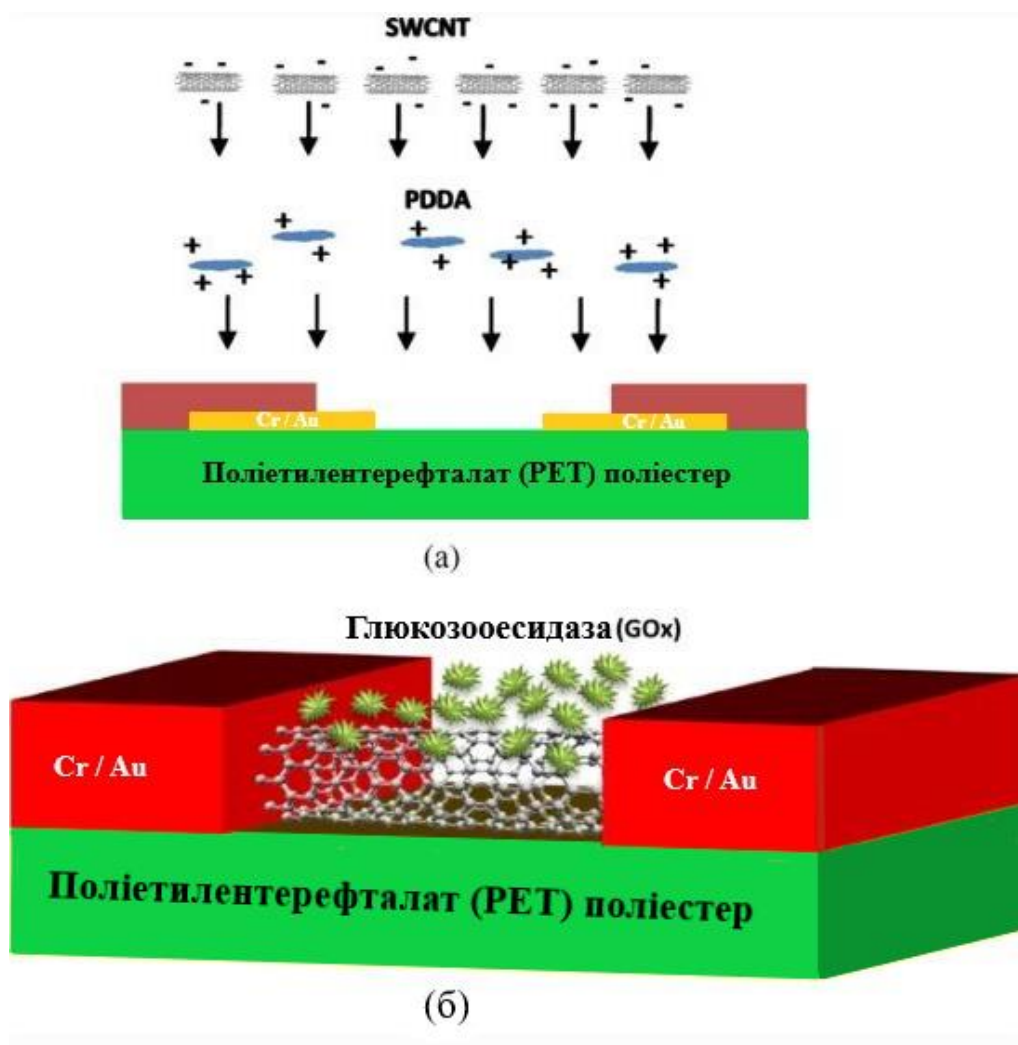


Рисунок 1.17 – Транзисторна структура сенсора SWCNT FET з полієфіром PET

На рис.1.17 б показана структура SWCNT FET з полієфіром PET, з нижнім затвором на основі хрому (Cr), або золоту (Au), а також витіком та стік відповідно. SWCNT використовується як канал для з'єднання витіку та стоку.

Розглянемо ще одну структуру рис.1.18. для реалізації сенсора — у якості базового, був обраний звичайний МДН транзистор.

МДН-транзистори (структура метал — діелектрик — напівпровідник) виготовляють, як правило, з кремнію. В якості підзатворного діелектрика може бути використано high k — діелектрик. У мікроелектроніці звичне значенням k вважається приблизно 3,9, що відповідає проникності діоксида кремнію (SiO_2). Речовини з проникністю більше 3,9 відносяться до класу high- k (висопроникні).

Матеріали high- k класа:

- силікат гафнія HfO_4Si ;
- силікат цирконія ZrSiO_4 ;
- оксид гафнія HfO_2 ,
- оксид цирконія ZrO_2 ;
- оксид нітрид кремнія-гафнія HfSiON

Високопроникний діелектрик дозволяє електричному полю затвора проникати на більшу глибину або товщину, не понижуючи інші електричні характеристики, які впливають на швидкість переключення транзистору. При цьому ці матеріали можуть мати більшу товщину, ніж діоксид кремнію, при збереженні таких же властивостей.



Рисунок 1.18 – Транзисторна структура сенсора SWCNT FET з high k — діелектриком

Між стоком та витіком у такій структурі замість звичайного каналу кріпиться вуглецева нанотрубка довжиною $L = 15$ нм та діаметром $d = 1,5$ нм. Вона виконує роль каналу для переносу носіїв.

1.4 Висновки до розділу 1

З огляду на матеріали, що були викладені у першому розділі, можна зробити наступні висновки:

1. Розглянуто властивості чутливих елементів, що вибірково реагують на один або декілька аналітів, а також структури транзисторних перетворювачів аналітичного сигналу, що переводять характерні ознаки хімічних або біохімічних реакцій в фізичний параметр. Якщо в якості розпізнавального реагенту використовувати ферменти або інші специфічні біологічні об'єкти (антитіла, антиген, окремі клітини, мікроорганізми, зрізи тканин), то такі структури можна використовувати як біосенсиори.
2. Перспективними є біодатчики для визначення глюкози, що об'єднують високу специфічну ферментну реакцію та амперметричний кисневий електрод в одну систему.
3. Наноматеріали успішно застосовуються для розробки нових пристроїв, сенсорів, нанопристроїв, наносенсорів. Вуглецеві нанотрубки мають низку виняткових властивостей, що забезпечують перспективність їх використання в сенсорах. Їх можна характеризувати дуже високою міцністю, що перевершує міцність сталі, і одночасно гарною деформаційною пружністю. Що можна пояснити геометрією їх структури, яка рівномірно розподіляє навантаження, а також міцністю між вуглецевих зв'язків. Вуглецеві нанотрубки різняться широким діапазоном електричних властивостей. Одношарові вуглецеві нанотрубки завдяки одновимірній структурі, вони характеризуються дуже високими транспортними характеристиками та можуть витримувати великі значення сили струму. На основі напівпровідникових нанотрубок можливе створення польових транзисторів.

4. Наведено декілька перспективних транзисторних структур для сенсорів глюкози з діелектриком на поліестері (PET) та high — k діелектрику.

2 МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ CNT-FETs

2.1 Механізм зондування

В останні роки вуглецеві нанотрубки привернули широку увагу, як перспективні наноелектронні прилади на основі вуглецю. Завдяки своїм винятковим фізичним, хімічним та електричним властивостям, а саме високому співвідношенню поверхні до об'єму, їх посиленим властивостям перенесення електронів та високій теплопровідності, вуглецеві нанотрубки можуть ефективно використовуватися як електрохімічні датчики. Інтеграція вуглецевих нанотрубок з функціональною групою забезпечує хорошу і міцну підтримку іммобілізації ферментів. Біосенсиори глюкози виявляють молекулу глюкози, каталізуючи глюкозу до глюконової кислоти та перекису водню у присутності кисню. Ця дія забезпечує високу точність та миттєву швидкість виявлення.

Було проведено велику кількість досліджень з вивчення ефективності біосенсорів з польовим транзистором на основі ВНТ. Завдяки чудовій механічній стійкості, високій електропровідності та засобам проти обростання, УНТ широко використовуються для іммобілізації GO_x у біосенсорах [48]. Більше того, платформа CNT забезпечує більш ефективне середовище для іммобілізованого GO_x і, таким чином, забезпечує швидку взаємодію електронів з поверхнею електрода [48]. Розглянемо аналітичну модель біосенсора глюкози на основі польового транзистора з одношаровою вуглецевою нанотрубною (SWCNT FET) для моделювання вольт-амперної характеристики і відгуку сенсора. Проаналізуємо вплив адсорбції глюкози на електричні властивості УНТ, а саме на затворну напругу, у широкому діапазоні концентрації глюкози.

Для пояснення механізму зондування біосенсора розглянемо методи іммобілізації. Іммобілізація – це процес інтеграції біокатализатора з матрицею, який не розчинний у водних середовищах. Для іммобілізації ферментів або клітин на різних природних та синтетичних носіях може застосовуватися широкий спектр підходів. Процес іммобілізації залежно від типу ферменту та субстрату наведено у

роботі [49]. Ферменти дуже нестабільні та чутливі до свого середовища [50]. Коли особливих запобіжних заходів не потрібно, приймаються деякі загальні підходи такі, як дезактивація адсорбції та хімічна чи термічна інактивація [50]. Важливими методами, що підтримують ензимну активність іммобілізації, є інкапсуляція, ковалентна іммобілізація та специфічне для мутагенезу місце [48]. Зрештою, застосування нових матеріалів, як правило, вплине на якість механізму зондування. Через високе співвідношення площі поверхні до об'єму, ВНТ демонструють хороші показники роботи пристрою, коли вони використовуються як напівпровідниковий канал у біосенсорах. Електрохімічний біосенсор глюкози з використанням GO_x зображений на рис.1.17 а, б.

2.2 Математичне моделювання біосенсора глюкози на CNT-FETs 1

Проведемо аналітичне моделювання польового транзистора на одношаровій вуглецевій нанотрубці для виявлення глюкози. У моделі на рис.1.17. концентрація глюкози представлена, як функція напруги затвора. Відповідно до запропонованої структури моделі у розділі 1.3.5 можна використовувати два основні підходи моделювання в аналітичному моделюванні транзистора з вбудованою вуглецевою нанотрубкою (CNT-FETs). Перший підхід пов'язано з додатковим зарядом, а другий – моделювання на основі поверхневого потенціалу. У даній роботі реалізована модель швидкості носіїв. Швидкість дрейфу носія за наявності застосованого електричного поля [51] задається як :

$$v_D = \frac{\mu E}{1 + \frac{E}{E_c}}, \quad (2.1)$$

де μ – рухливість носіїв заряду;

E – напруженість електричного поля;

E_c – критичне значення напруженості електричного поля для високих значень електричних напруг.

З рівняння (2.1) струм стоку як функція напруги затвора (V_G) і напруги стоку (V_D) отримуємо як:

$$I_D = \beta \frac{[2V_{GT}V_D - V_D^2]}{1 + \frac{V_D}{V_c}}, \quad (2.2)$$

де $\beta = \frac{\mu C_G}{2L}$;

$V_{GT} = V_G - V_T$

і критична прикладена напруга як: $V_c = (v_{sat}/\mu)$, $V_c = \frac{v_{sat}}{\mu} L$;

де v_{sat} - швидкість насичення;

V_G – напруга затвор – витік;

V_T – порогова напруга;

C_G – ємність затвора на одиницю довжини;

L – ефективна довжина каналу.

Процес квантової емісії не враховується в цьому розрахунку. На основі геометрії CNT-FETs, запропонованої на рисунку 1.17 б, ємність затвора (C_G) можна визначити як:

$$C_G = \frac{C_E C_Q}{C_E + C_Q},$$

де C_E і C_Q ємність оксиду затвора і квантової ємності SWCNT, відповідно [52]. На рис.2.1 показані $I - V$ характеристики відкритого SWCNT FET для різних напруг затвора без будь-яких PBS та концентрації глюкози, розрахованих відповідно до рівняння (2.2).

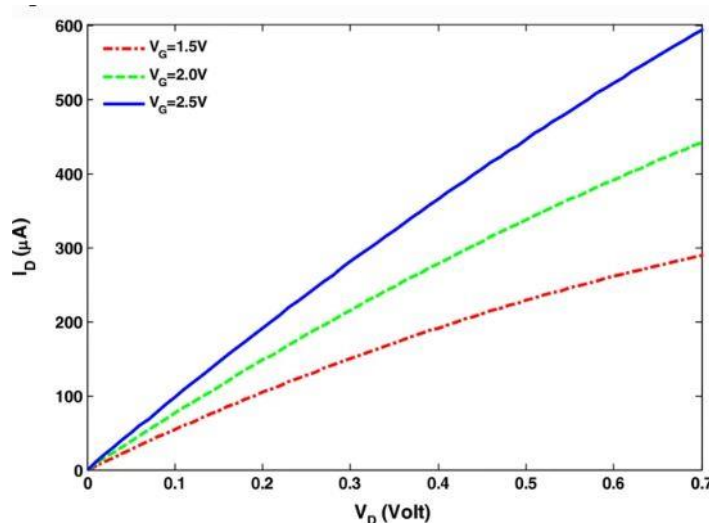


Рисунок 2.1 – I - V характеристики SWCNT FET на основі запропонованої моделі для різних напруг затвора

Ємність затвора C_E для структури рис.1.17 б розраховується як:

$$C_E = \frac{2\pi\epsilon}{\ln(4H_{PET}/d)} L,$$

де H_{PET} – товщина полієфіру PET;

d – діаметр ВНТ;

$\epsilon_r = 3,3$ – відносна діелектрична проникність PET;

ϵ_0 – електрична стала;

$\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0$.

Наявність квантової ємності обумовлено зміщенням хвильової функції та взаємодії ВНТ ізольатора. C_Q розраховується з урахуванням швидкості Фермі електрона (v_F) як $C_Q = 2e/v_F$, де $v_F \approx 10^6$ м/с [53]. Чисельно квантова ємність становить 76,5 аФ/мкм. Електростатична так і квантова ємності мають високий вплив на характеристики ВНТ [54]. Швидкість насичення пов'язана з сильним електричним полем і досягається, як правило, у кінці каналу поблизу стоку.

Визначимо вплив концентрації глюкози (F_g) на I - V характеристики CNT-FETs. По-перше, PBS повинен бути доданий до розчину так, щоб глюкоза була виявлена та могли спостерігатись зміни $I - V$ характеристик. Зміна $I - V$ характеристик зумовлена градієнтом концентрації носіїв заряду від PBS до каналу

і навпаки. В каналі концентрація носіїв може моделюватися як функція коливань напруги затвора:

$$V_{GS1} (\text{з PBS}) = V_{GS} (\text{без PBS}) + V_{PBS}, \quad (2.3)$$

де $V_{GS1} (\text{з PBS})$ – напруга затвора за наявності PBS;

V_{PBS} – напруга, зумовлена взаємодією PBS з CNT у розчині;

$V_{GS} (\text{без PBS})$ – напруга затвора без PBS. Вплив PBS на $I - V$ характеристики моделюється як:

$$I_D = \frac{[2(V_{GS} (\text{без PBS}) + V_{PBS} - V_T)V_D - V_D^2]}{1 + \frac{V_D}{V_C}}. \quad (2.4)$$

Перед додаванням глюкози та PBS встановлено, що напруга V_{GS} (без PBS) дорівнює 1,5 В. При додаванні у розчин PBS з концентрацією $F_{PBS} = 1$ мг/мл напруга становить 0,6 В. Використовуючи рівняння (2.3) та (2.4), представлена модель забезпечує хороший консенсус між моделлю та експериментальними даними, як показано на рис.2.2.

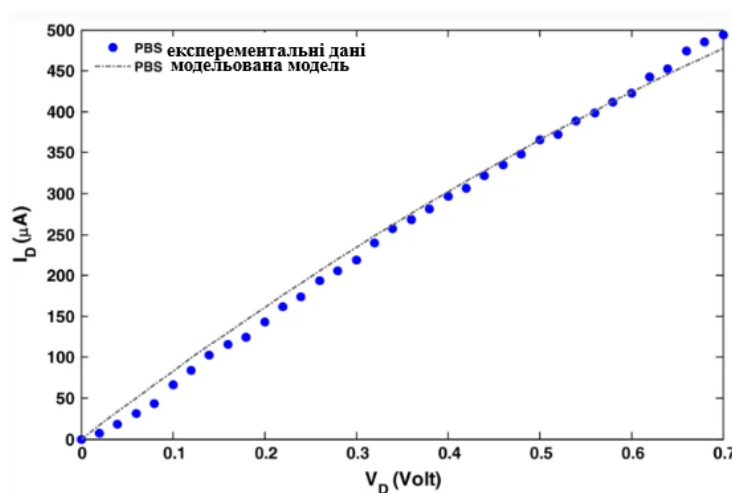
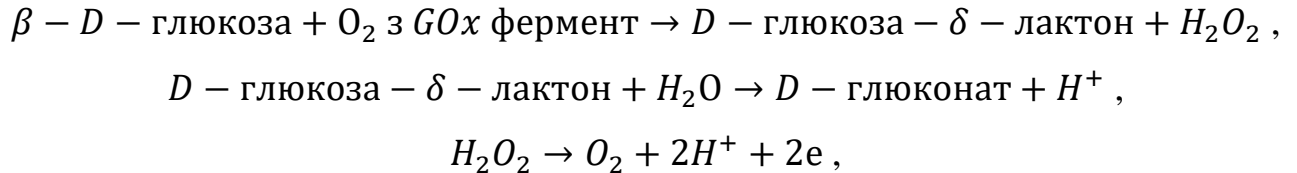


Рисунок 2.2 – Порівняння вихідних модельних та експериментальних $I - V$ характеристик [47]. Концентрація PBS $F_{PBS} = 1$ мг/мл, $V_{GS} (\text{без PBS}) = 1,5$ і $V_{PBS} = 0,6$ В.

У механізмі зондування глюкози, про який повідомляється в [47], β -D-глюкоза окислюється до D-глюконо- δ -лактону та перекису водню (H_2O_2) у результаті реакції каталізатора GO_x . Гідролізація D-глюкози- δ -лактону та електроокислення H_2O_2 при застосованій напрузі затвора утворюють два іони водню та два електрони, які сприяють додатковій концентрації носія в каналі SWCNT. У цілому механізм зондування глюкози можна узагальнити так:



Зміна опосередкованого іонного та прямий перенос електронів на поверхню електрода змінюють електропровідність SWCNT. Прямий перенос електронів призводить до зміни струму стоку в SWCNT FET. Тому рівняння 2.5, яке включає зміну напруги на затворі за рахунок додаткових електронів від взаємодії глюкози з PBS, може бути записано як:

$$V_{GS \text{ 2(з PBS і глюкоза виявлення)}} = V_{GS \text{ (без PBS)}} + V_{PBS} + V_{\text{глюкоза}}. \quad (2.5)$$

Завдяки рівнянню 2.5, рівняння 2.4 буде мати вигляд:

$$I_D = \frac{[2(V_{GS \text{ (без PBS)}} + V_{PBS} + V_{\text{глюкоза}} - V_T)V_D - V_D^2]}{1 + \frac{V_D}{V_C}}. \quad (2.6)$$

$V_{\text{глюкоза}}$ – це регулюючий параметр на основі глюкози, який підкреслює ефекти впливу концентрації глюкози на напругу на затворах. У моделі, що розглядається, рівняння 2.7 отримують шляхом аналізу зростання I_D з напругою затвора в порівнянні з концентрацією глюкози. На основі ітераційного методу, продемонстрованого в [55], параметр впливу концентрації, як функція концентрації глюкози в кусково-експоненціальній моделі виражається як:

$$V_{\text{глюкоза}}(F_g) = \begin{cases} 0V, & \text{якщо } F_g = 0 \text{ мМ} \\ 1.42 V - \exp(-0.1 \times F_g), & \text{якщо } F_g > 0 \text{ мМ} \end{cases} \quad (2.7)$$

Таким чином, $I - V$ характеристики біосенсора змінюються у залежності від концентрації глюкози. Для оцінки запропонованої моделі напруга стоку змінюється від 0 до 0,7 В, і F_g змінюється в діапазоні від 2 до 50 мМ [47].

2.3 Математичне моделювання біосенсора глюкози на CNT-FETs 2

Розглянемо ще одну математичну модель біосенсора на основі CNT-FETs, структура якого зображена на рис.1.18 у попередньому розділі. Компактна модель розроблена на основі аналізу фізики графенового матеріалу, використовуючи 1-D наближення для моделювання. Розглянемо компактну математичну модель CNT-FETs.

Результати роботи [56] дозволяють виразити поверхневу щільність заряду CNT-FETs, Q_{cnt} , з точки зору поверхневого потенціалу, ψ_s , як:

$$Q_{CNT} = (V_{gs} - V_{fb} - \psi_s) C_{ins}, \quad (2.8)$$

де V_{gs} – позначено напругу затвора;

V_{fb} – потенціал плоских зон;

C_{ins} – ємність діелектрику, визначається як:

$$C_{ins} = \frac{2\pi\epsilon_{ins}}{\ln(\frac{t_{ins}}{R_t} + 1)},$$

де t_{ins} – товщина діелектрика;

ϵ_{ins} – діелектрична проникність;

R_t – радіус ВНТ.

Радіус нанотрубки також можна записати як функцію ширини нанотрубки w :

$$R_t = w/2\pi,$$

$$\text{де } w = a\sqrt{3}\sqrt{n^2 + m^2 + nm};$$

$a=0.142$ нм довжина зв'язку «вуглець-вуглець» (C-C).

Хіральні числа n і m визначають кількість одиничних векторів вздовж двох напрямків у кристалічній решітці графену.

Для довгих трубок комплексне представлення щільності заряду також наведено в [56], використовуючи розрахунок щільності станів (DOS). Щільність заряду CNT можна розрахувати за допомогою першого рівня енергії підзони [57]:

$$Q_{CNT} = \frac{q}{2} n_i e^{\frac{q\psi_s}{k_b T}} \left(1 + e^{\frac{-qV_{ds}}{k_b T}} \right), \quad (2.9)$$

де n_i – позначає внутрішню щільність носія;

k_b – постійна Больцмана;

T – температура;

q – електричний заряд;

V_{ds} – напруга стік витік.

Для знаходження такого параметру як n_i коли $E_F=0$ скористаємось формулою:

$$n_i = 2N_c e^{\frac{-E_g}{2k_b T}},$$

де E_F – енергія Фермі;

N_c – ефективна щільність станів (DOS) для зони провідності.

$$N_c = \alpha \frac{4}{a} \left(\frac{E_g + k_b T}{E_g + 4\gamma_0} \right) \sqrt{\frac{k_b T}{3\pi E_g}}$$

де γ_0 – найближча енергія, перекриття змінюється номінально в діапазоні 2,5 – 3,2 еВ.

За допомогою рівнянь (2.8) і (2.9) поверхневий потенціал можна виразити як:

$$\psi_s(V_{gs}, V_{ds}) = V_{gs} - V_{fb} - \frac{k_b T}{q} W' \left(\frac{q^2 n_i}{2k_b T C_{ins}} \left(1 + a e^{\frac{-qV_{ds}}{k_b T}} \right) e^{\frac{q(V_{gs} - V_{fb})}{k_b T}} \right),$$

де $W'(x)$ – функція Ламберта, яка є розв'язком $x = W'e^{W'}$ ([58]).

$a = -13.8\bar{d}_t + 23.8$ використовується як параметр,

де \bar{d}_t – діаметр трубки на 1 [нм] довжини.

Струм каналу у припущенні «балістичного» дрейфу у CNT-FET, можна отримати, використовуючи першу апроксимацію енергії під діапазону [59].

$$I_{ds} = \frac{4k_b T q}{h} \left[\ln \left(1 + e^{\frac{2q\phi_s - E_g}{2k_b T}} \right) - \ln \left(1 + e^{\frac{2q\phi_s - 2qV_{ds} - E_g}{2k_b T}} \right) \right], \quad (2.10)$$

де $\phi_s = \psi_s(V_{gs}, V_{ds} = 0)$;

h – постійна Планка;

E_g – ширина забороненої енергетичної зони [eV] розраховується за формулою:

$$E_g = \frac{0.765(\text{eV} \cdot \text{нм})}{d_t}, \quad (2.11)$$

Формула (2.11) дозволяє врахувати вплив діаметра вуглецевої нанотрубки на ширину забороненої зони і оцінювати її провідність як напівпровідника.

2.4 Висновки до розділу 2

З огляду на викладений матеріал у розділі 2 можна зробити наступні висновки:

1. Проведено математичне моделювання біосенсорів на основі SWCNT FET для виявлення глюкози та розрахунку вихідних характеристик біосенсора.

2. Розглянуто дві математичні моделі біосенсора, у яких схожа структура сенсора, але різна конструкція. Струм біосенсора є функцією концентрації глюкози, і тому його можна використовувати для широкого діапазону зміни концентрацій. Представлені аналітичні моделі сенсорів дозволяють здійснювати аналіз чутливості сенсора у залежності від довжини та діаметру нанотрубки, ємності полімеру PET та напруги PBS.
3. Запропоновані математичні моделі дозволяють провести на їх основі порівняльний аналіз чутливості різних конструкцій сенсорів глюкози та здійснити верифікацію вихідних характеристик з експериментальними даними.

3 ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ СЕНСОРІВ

3.1 Характеристики сенсорів

За допомогою використання наноматеріалів при розробленні біосенсорів можна покращити такі характеристики сенсора:

- селективність
- точність
- чутливість
- лінійність
- час відгуку
- час регенерації
- термін експлуатації
- гістерезис
- повторюваність

Частину цих властивостей сенсора можна оцінити шляхом моделювання з використанням математичних моделей різного рівня.

Розглянемо більш детально залежність чутливості сенсора аналізуючи вихідні характеристики транзисторних структур на основі двох аналітичних моделей.

Селективність – одна з найважливіших характеристик яка має здатність виявляти і відгукуватися на один вид іонів. Зазвичай ці іони називають "аналітом". Селективність біосенсора залежить як від біочутливого рецептора, так і від трансдюсера [60]. В основному селективність визначають розпізнавальним елементом сенсора.

Точність – поняття яке стосується ступеня відтворюваності вимірювання. Тобто, ідеальний сенсор буде виводити одне й те саме або дуже близьке значення вимірювання кожного разу яке близьке до істинного результату.

Чутливість – визначається як нахил кривої вихідної характеристики, якщо Y - вихідна кількість у відповідь на вхід - X , то чутливість S можна виразити як:

$$S = \frac{dY}{dX} = \frac{\Delta Y}{\Delta X}.$$

У деяких датчиках чутливість визначається як зміна вхідних параметрів, необхідних для отримання стандартизованої зміни на виході. В інших вона визначається як зміна вихідної напруги для заданої зміни вхідного параметра.

Лінійність – це максимальне відхилення вимірюваних значень датчика від ідеальної кривої.

Час відгуку – сенсор не змінює стан виходу відразу, коли відбувається зміна вхідного параметра. Він зміниться на новий стан протягом певного періоду часу, який називається часом відгуку. Час відгуку може бути визначений як час, необхідний для зміни виходу датчика зі свого попереднього стану на остаточне встановлене значення в межах допуску правильного нового значення.

Час регенерації – це той час який потрібен сенсору для повернення в свій початковий стан. І лише після повернення в початковий стан сенсор знову може розпочати вимірювання.

Термін експлуатації – це той проміжок часу коли сенсор залишається чутливим за правильних умов використання. Цей проміжок часу визначається чутливістю розпізнавального елемента. В середньому час експлуатації для біосенсорів може становити від кількох днів до місяців. Час життя біосенсора рекомендується [61] визначати як час зберігання або роботи, у час якого відбувається зменшення чутливості на 10 ... 50 %.

Гістерезис – це різниця значень сигналу на виході, для одного і того ж сигналу на вході, які можуть бути отримані двома способами або при його збільшенні, або при його зменшенні.

Повторюваність – можна визначити як здатність сенсора виробляти один і той же вихід кожного разу, коли застосовується один і той же вхід і всі фізичні та вимірювальні умови зберігаються однаковими, умови навколишнього середовища тощо.

3.2 Результати моделювання та їх аналіз

За допомогою математичного моделювання здійснено розрахунки біосенсорів на польових транзисторах на вуглецевій нанотрубці, що представлено у попередньому розділі. З використанням програмного забезпечення Matlab та попередньо виведених формул 2.6 для моделі-1 та 2.10 для моделі-2, було побудовано та отримано вихідні характеристики сенсора за схожих вихідних даних і структур сенсорів з концентрацією глюкози $F_g = 50$ мМ. Також для порівняння було побудовано експериментальну криву з аналогічною концентрацією глюкози. Результати моделювання сенсорних структур на CNT-FETs продемонстровані на рис.3.1.

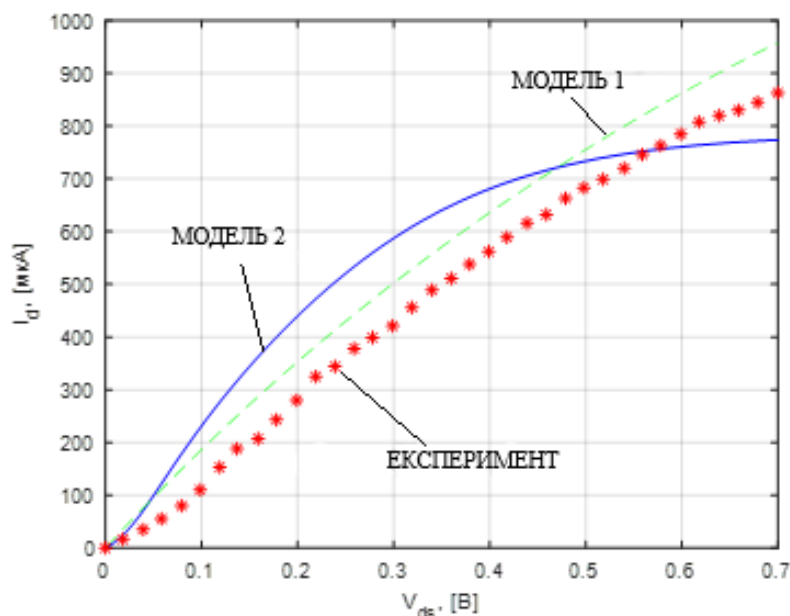


Рисунок 3.1 –Графічне порівняння результатів моделювання сенсора на основі CNT-FETs з експериментальною характеристикою

По результатах моделювання видно, що вихідні характеристики двох моделей та експериментальної кривої мають розбіжності. Це можна пояснити різними підходами до моделювання сенсорів, а також припущеннями, прийнятими у моделях.

На суттєву роль при моделюванні вихідних характеристик біосенсора відіграють параметри вуглецевої нанотрубки, а саме її хіральність, тобто значення чисел n та m , а також її діаметр що впливають на ширину забороненої зони і концентрацію електронів. Оскільки ВНТ використовується в транзисторі у ролі каналу, то характер дрейфу носіїв залежить також від довжини нанотрубки. Її довжина для описаних вище структур вибрана такою, щоб забезпечити «квазібалістичний» транспорт електронів.

У таблиці 3.1 показано для різних вуглецевих нанотрубок (n , m) співвідношення діаметра d , ширини забороненої зони E_g , і концентрації носіїв наведені у роботі [63] при кімнатній температурі (300 K).

Ефективна товщина стінки вуглецевої нанотрубки 0,617 ангстрем [62] була використана в розрахунках параметрів таблиці 3.1. Четверта колонка в табл. 3.1 містить концентрацію носіїв заряду у вуглецевій нанотрубці на одиницю об'єму для конкретного хірального вектора (n , m), забороненої енергетичної зони (E_g) та діаметра (d). Оскільки одношарові вуглецеві нанотрубки можна вважати справжніми квазі-одновимірними системами, п'ятий стовбець у таблиці 3.1 містить усереднене значення концентрації носіїв у вуглецевих нанотрубках на одиницю довжини[63].

З таблиці 3.1 можна побачити, що квазі-одновимірна вуглецева нанотрубка при певній комбінації хіральних векторів, забороненої енергетичної зони та діаметру має властивості або діелектрика, або напівпроїдника.

У даній роботі для другої моделі пара чисел що характеризує хіральний вектор була обрана як $n=15$, $m=14$. Далі відповідно була розрахована ширина забороненої зони E_g за формулою 2.11 з попереднього розділу. Діаметр нанотрубки був обраний $d=1.5$ нм. Отже, відповідна ширина забороненої зони склала $E_g=0.816$ еВ.

Таблиця 3.1 – Ширина забороненої зони, діаметр та внутрішня концентрація носіїв у вуглецевих нанотрубках[63]

(n,m)	d (нм)	E_g (eV)	$n_{cnt,i}$ (см ⁻³)	n_{cnt} (см ⁻¹)
(3,2)	0.344	2.089	7.042×10^4	0
(4,2)	0.417	1.721	6.303×10^6	0
(4,3)	0.480	1.497	1.239×10^9	0
(5,0)	0.394	1.821	2.401×10^5	0
(5,1)	0.439	1.635	2.677×10^8	0
(5,3)	0.552	1.301	1.791×10^{10}	0
(6,1)	0.517	1.389	1.656×10^9	0
(7,3)	0.800	1.024	5.238×10^{12}	0
(9,2)	0.800	0.897	4.911×10^{13}	0
(9,8)	1.161	0.618	7.748×10^{15}	1.70×10^1
(10,8)	1.232	0.583	1.404×10^{16}	3.40×10^1
(10,9)	1.298	0.553	2.314×10^{16}	5.80×10^1
(11,3)	1.007	0.713	6.034×10^{14}	3.00×10^0
(11,6)	1.177	0.610	8.929×10^{15}	2.00×10^1
(11,10)	1.434	0.500	5.530×10^{16}	15.30×10^1
(12,8)	1.375	0.522	3.864×10^{16}	10.30×10^1
(14,13)	1.844	0.389	3.289×10^{17}	11.76×10^2
(20,19)	2.663	0.270	1.958×10^{18}	10.11×10^3
(21,19)	2.732	0.263	2.153×10^{18}	11.40×10^3
(40,38)	5.326	1.135	9.924×10^{18}	10.25×10^4

3.2.1 Залежність характеристик від концентрації глюкози та довжини ВНТ

У цьому дослідженні визначимо вплив концентрації глюкози F_g на I - V характеристики CNT-FETs. Отже, розглянемо вихідні характеристики сенсора при різних значеннях концентрації глюкози. На рис. 3.2 та рис.3.3 можна побачити вихідні характеристики при різних значеннях L – довжина нанотрубки та за різних значень F_g – концентрацій глюкози для двох моделей CNT-FETs які описані у попередньому розділі.

Збільшуючи концентрацію глюкози в кілька етапів від 1 до 50 мМ можна спостерігати, що струм у CNT-FETs збільшується експоненціально з концентрацією глюкози як в одній так і у другій моделі. Очевидно також, що напруга на затворах збільшується при підвищенні концентрації глюкози.

Також розглянемо що відбувається при збільшенні значень довжини нанотрубки. У двох моделях можна спостерігати, що при збільшенні довжини нанотрубки струм у CNT-FETs зменшується для будь якої концентрації глюкози. Розглянемо більш детально залежність струму від довжини нанотрубки при концентрації глюкози $F_g = 50\text{мМ}$ та за напруги $V_D=0,7$ В. Для першої моделі при найменшому значенні довжини ВНТ можна спостерігати струм $I_D \sim 1030$ мкА, а при найбільшому значенні L спостерігається зменшення струму до $I_D \sim 700$ мкА. Для моделі – 2 при найбільшій довжині нанотрубки маємо значення струму $I_D \sim 700$ мкА, а при найменшій довжині $I_D \sim 750$ мкА. Можна зробити висновок, що модель-2 сенсора на польовому транзисторі на ВНТ менш чутлива до зміни довжини вуглецевої нанотрубки. Довжина каналу провідності L є критичним параметром транзистора у нашому випадку у ролі каналу виступає вуглецева нанотрубка. Вона ж визначає фактичний розмір транзистора і швидкодію транзистора. Чим менше значення довжини L , тим більше швидкодія.

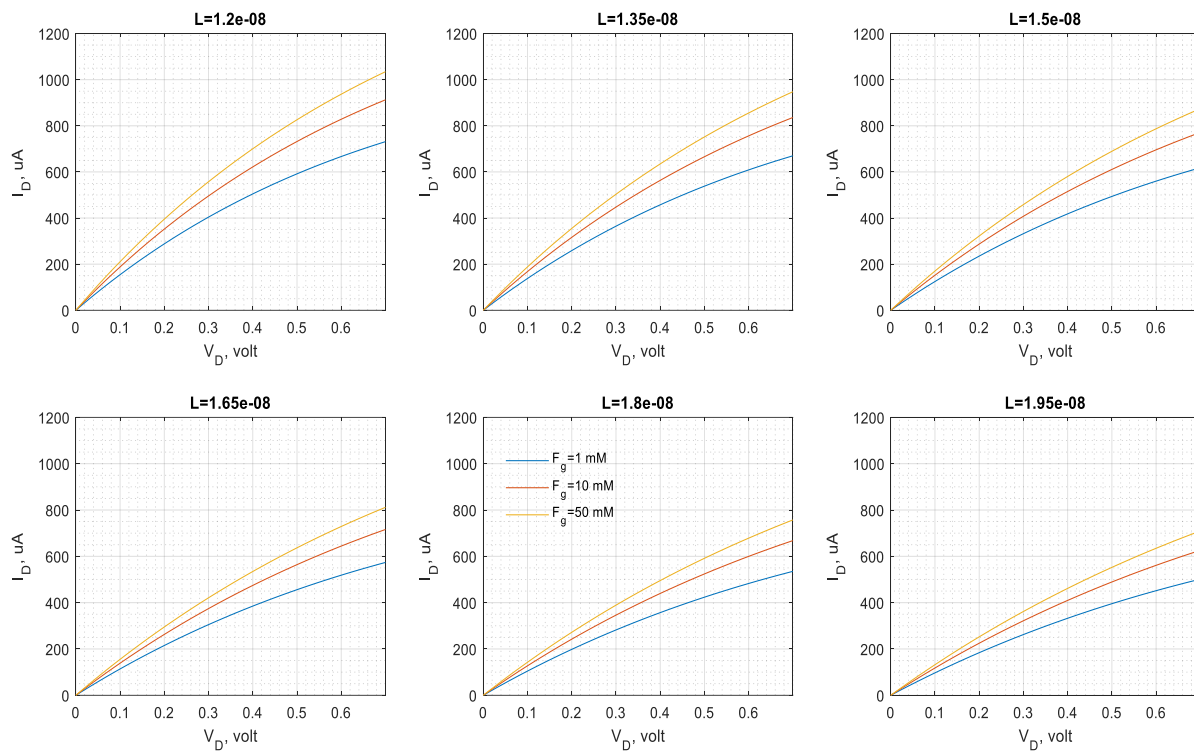


Рисунок 3.2 – Вихідні характеристики за різних значень L та F_g для моделі-1

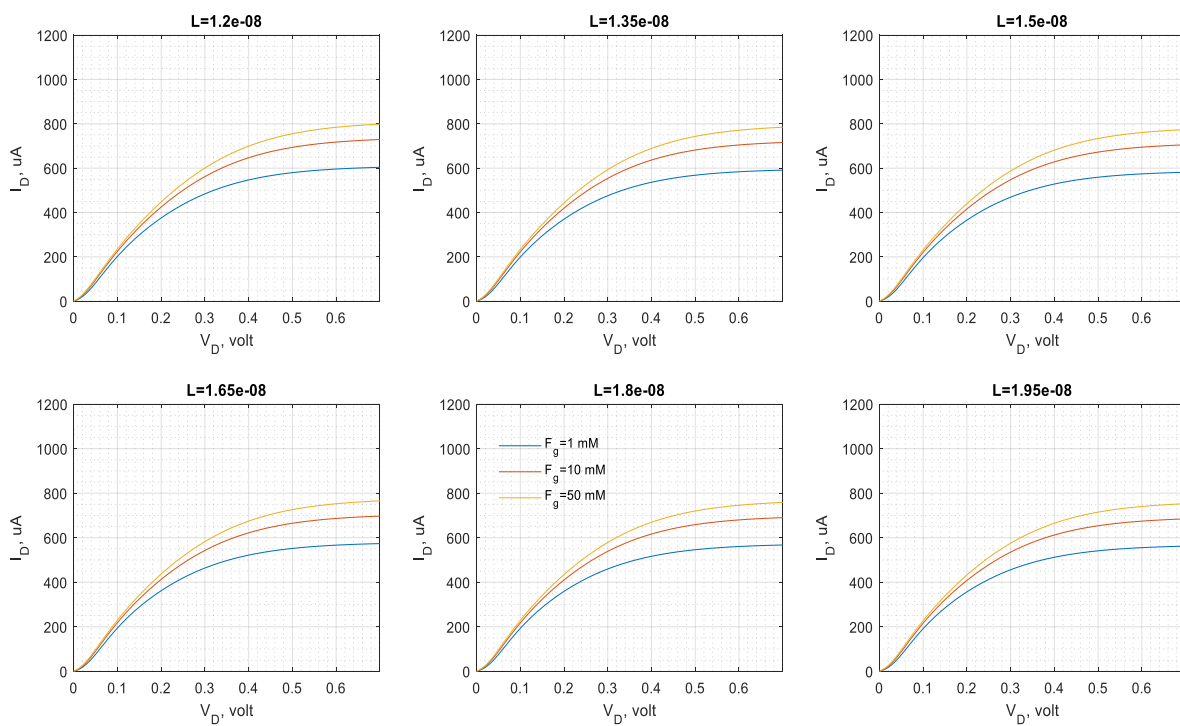


Рисунок 3.3 – Вихідні характеристики за різних значень L та F_g для моделі-2

3.2.2 Залежність характеристик від діаметру ВНТ

Одним із важливих параметрів вуглецевої нанотрубки є її d – діаметр. Отже, розглянемо як цей параметр ВНТ впливає на вихідні характеристики біосенсорів на польових транзисторах на вуглецевій нанотрубці. Також слід згадати що ВНТ виступає в польовому транзисторі в ролі каналу і збільшення її діаметру призводить до збільшення ширини каналу носіїв. На рис.3.4 для моделі-1 та рис.3.5 для моделі-2 продемонстровані вихідні характеристики за різних значень d .

З розглянутих характеристик можна однозначно зазначити, що у випадку збільшення діаметра нанотрубки струм зростає як для одної так і для іншої моделі сенсора. Отже, ширина каналу провідності визначає величину струму по каналу. Розглянемо більш детально кожную модель та вплив на ВАХ через зміну діаметра ВНТ при концентрації глюкози $F_g = 50$ мМ та за напруги $V_D = 0,7$ В. Для першої моделі найбільший показник струму за найменшого діаметра нанотрубки сягає $I_D \sim 740$ мкА, а для найбільшого значення d струм становить $I_D \sim 1140$ мкА. Аналогічно розрахунок по моделі-2 за найменшого значення d дає значення струму $I_D \sim 2.8$ мкА, а для найбільшого діаметра маємо струм $I_D \sim 2000$ мкА.

Потрібно зауважити, що в даному випадку модель-2 біосенсора є більш чутливою до зміни діаметра нанотрубки тобто до зміни ширини каналу. Можемо спостерігати, що збільшення ширини каналу призводить до зростання крутизни транзистора, зростання числа електронів і розмірів області призведе до зменшення опору і, отже, забезпечить більший струм стоку при тій же напрузі на затворі. Отже, крутизна збільшиться. Крутизна - один з основних параметрів польового транзистора, що характеризує його підсилювальні властивості. Крутизна представляє собою відношення зміни струму стоку до зміни напруги на затворі.

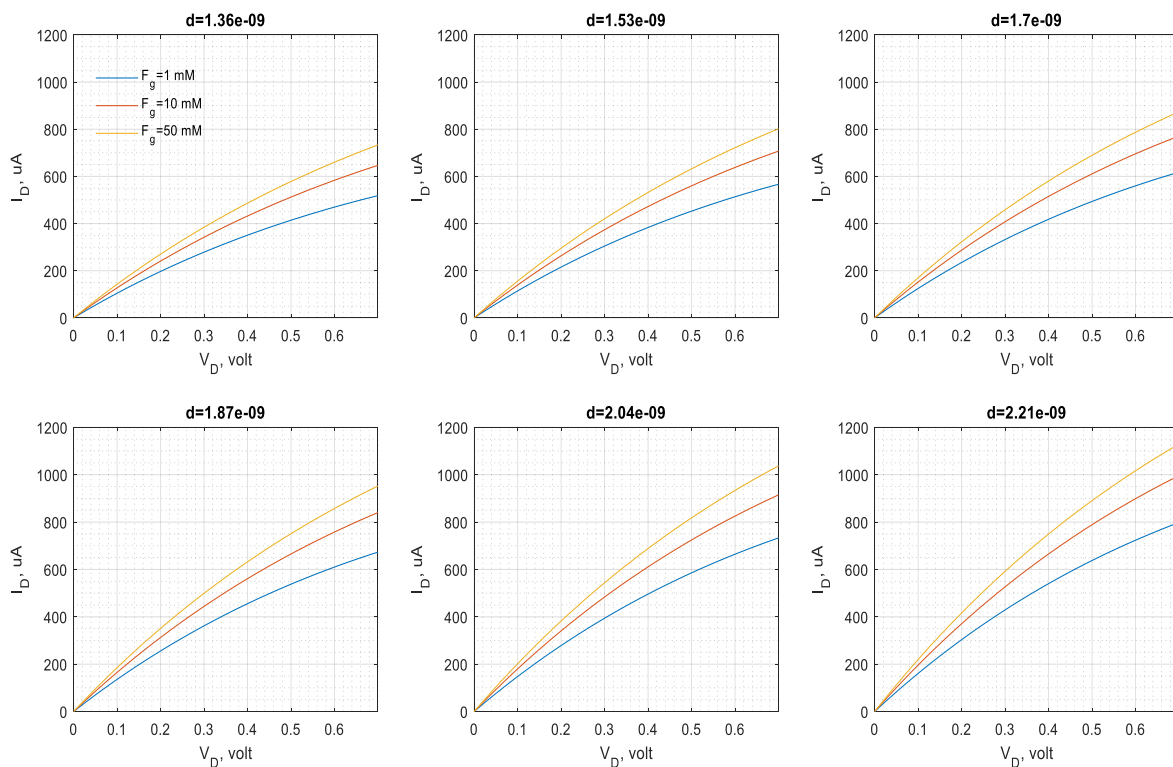


Рисунок 3.4 – Вихідні характеристики за різних значень d та F_g для моделі-1

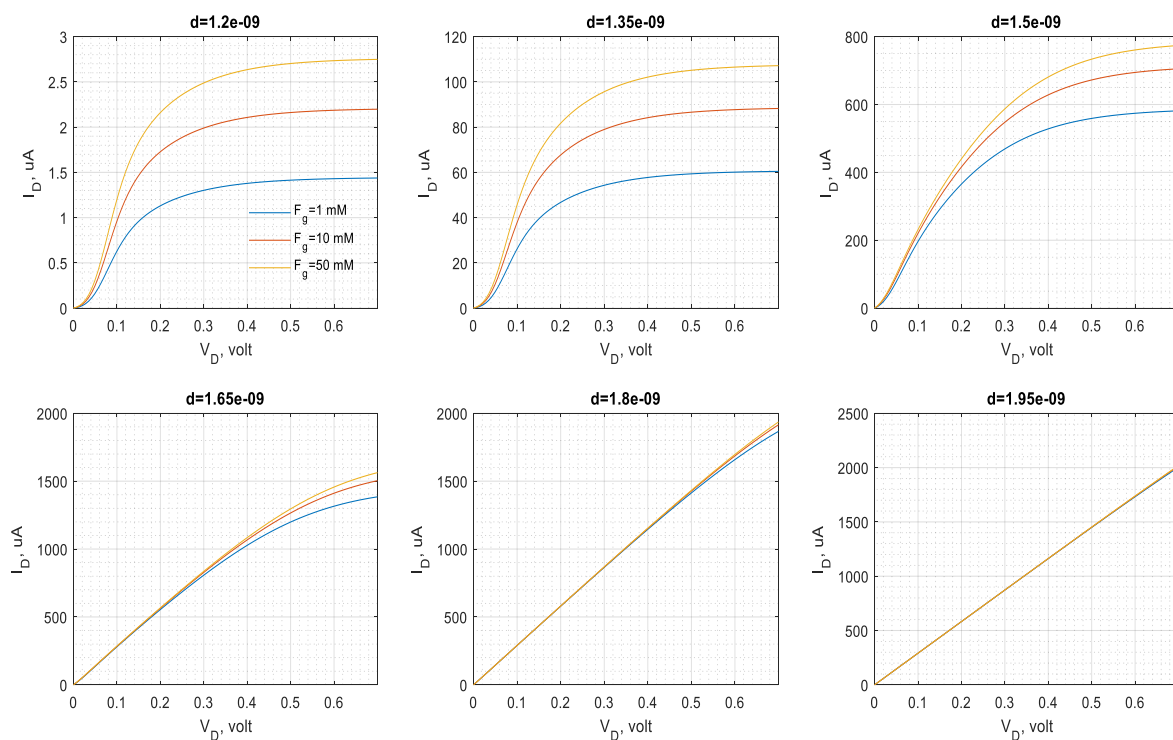


Рисунок 3.5 – Вихідні характеристики за різних значень d та F_g для моделі-2

3.2.3 Залежність характеристик від товщини шару діелектрика

У розглянутих транзисторних структурах для біосенсорів канал ізолюваний від електрода затвора тонким шаром діелектрика. У якості підзатворного діелектрика використовується поліетилентерефталат (PET). Розглянемо вихідні характеристики біосенсорів глюкози на CNT-FETs які продемонстровані на рис.3.6 для моделі-1 та на рис.3.7 для моделі-2 за різної концентрації глюкози та товщини шару діелектрика H_{PET} . З яких очевидно, що зі збільшенням шару діелектрика PET струм зменшується в обох моделях сенсорів.

Розглянемо більш детально кожну з моделей, при найбільшій концентрації глюкози $F_g = 50$ mM та за напруги $V_D = 0,7$ В. В першій моделі при найменшому значенні товщини діелектрика струм сягає $I_D \sim 1080$ мкА, а за найбільшого значення $I_D \sim 710$ мкА. Для другої моделі біосенсора глюкози при найменшій товщині діелектрика струм досягає значень $I_D \sim 890$ мкА, при найбільшому значенні H_{PET} відповідає струм $I_D \sim 675$ мкА. З таких результатів очевидно, що модель-1 більш чутлива до зміни товщини діелектрика.

З розглянутих вихідних характеристик біосенсорів глюкози на CNT-FETs можна зазначити, що збільшення товщини підзатворного діелектрика призводить до зменшення струму стоку та зміни крутизни транзистора [64]. Чим товщий шар діелектрика, тим більше знижується провідність каналу та крутизна. Шар діелектрика під затвором бажано робити тонше, щоб зменшити граничну напругу і підвищити крутизну передавальної характеристики.

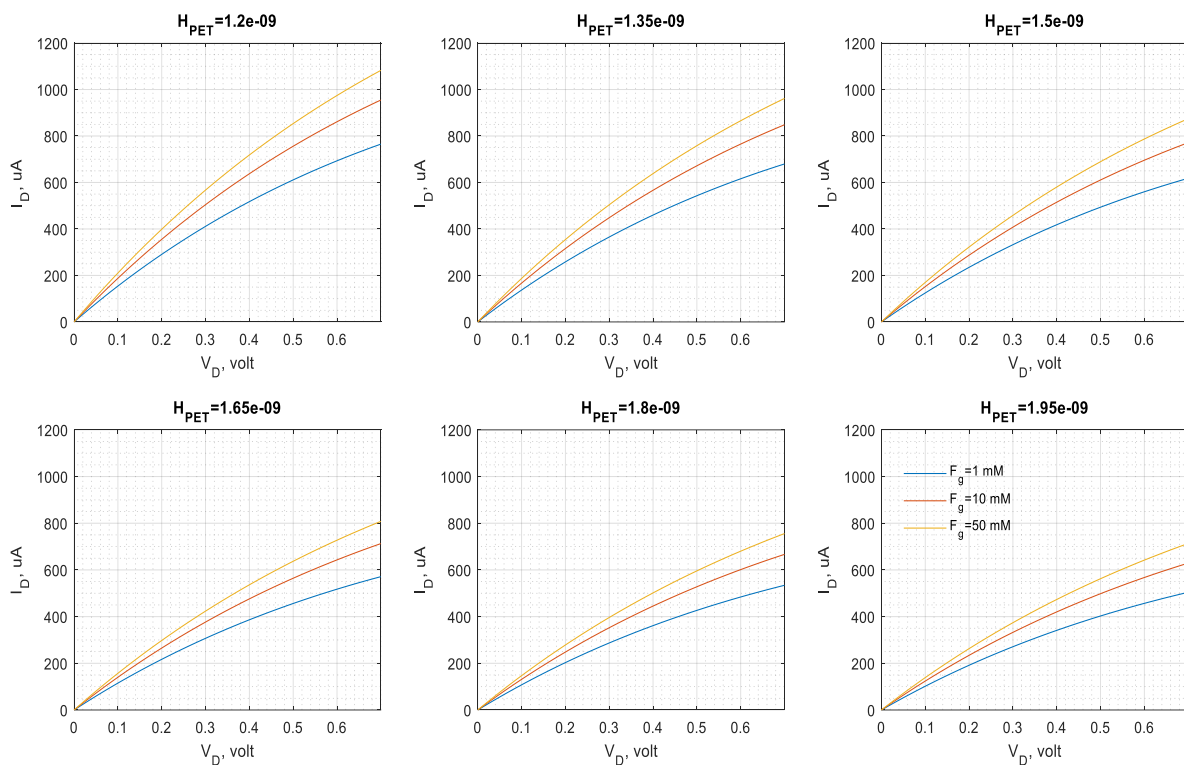


Рисунок 3.6 – Вихідні характеристики за різних значень H_{PET} та F_g для моделі-1

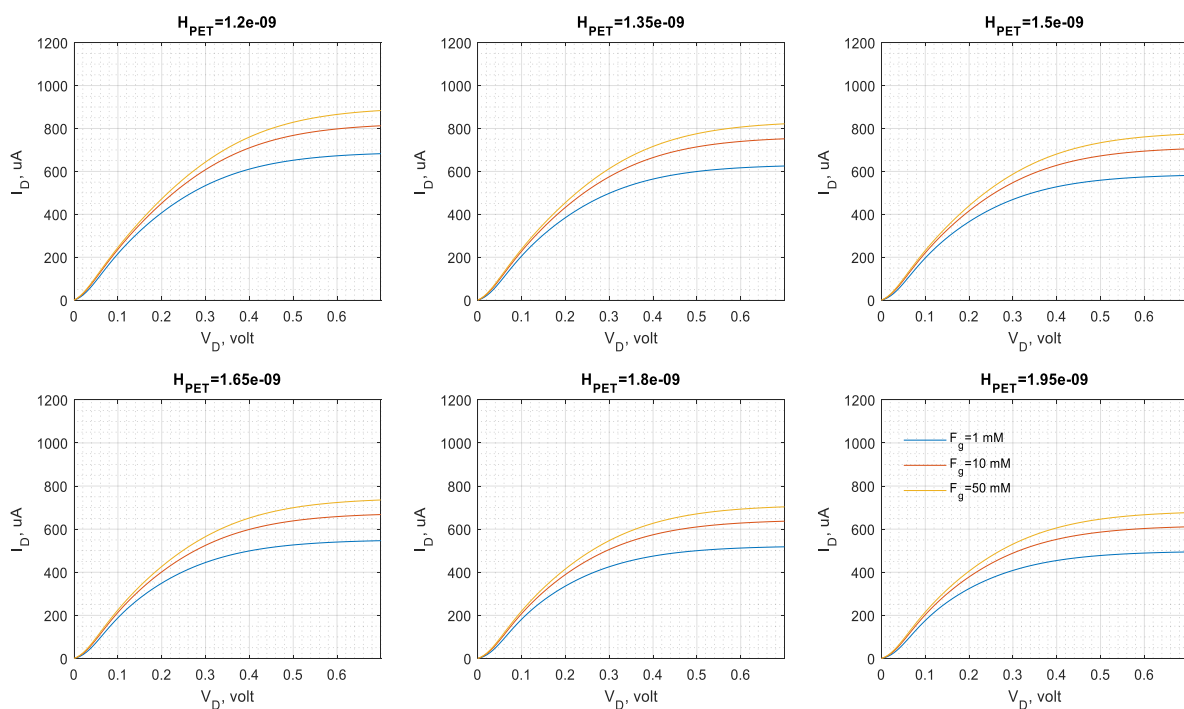


Рисунок 3.7 – Вихідні характеристики за різних значень H_{PET} та F_g для моделі-2

3.3 Висновки до розділу 3

З огляду на матеріал, який був викладений у цьому розділі та результати досліджень, можна зробити наступні висновки:

1. Розглянуто основні параметри біосенсорів такі як: селективність, точність, чутливість, лінійність, час відгуку та час регенерації, термін експлуатації, гістерезис і повторюваність. За допомогою використання наноматеріалів можна покращити ці параметри.
1. В результаті математичного моделювання сенсорів по різних за підходами аналітичних моделях у середовищі *Matlab* отримано вихідні характеристики для ідентичних вхідних даних для структури сенсору з концентрацією глюкози $F_g = 50$ мМ схожих вхідних даних і структур сенсорів з концентрацією глюкози $F_g = 50$ мМ. Порівняння з експериментальною кривою з такою ж концентрацією глюкози дозволяє зробити висновок про прийнятний результат щодо похибки, а деякі розбіжності пов'язані з різними підходами до моделювання і прийнятою системою припущень.
2. Проведено аналіз теоретичних залежностей вихідного струму від концентрації глюкози, а також геометричних параметрів каналу транзистора на основі вуглецевої нанотрубки – діаметра і довжини, а також товщини діелектрика. Розглянуті математичні моделі демонструють достатньо фізичні результати моделювання наносенсорів і придатні для інженерних розрахунків і оптимізації параметрів транзисторної структури сенсора.
3. При збільшенні концентрації глюкози струм стоку у CNT-FETs збільшується. При збільшенні довжини нанотрубки струм стоку у CNT-FETs зменшується.

4. Збільшення діаметра ВНТ призводить до зростання крутизни транзистора, зростання числа електронів і розмірів області, що призведе до зменшення опору і забезпечить більший струм стоку при тій же напрузі на затворі.
5. При збільшенні товщини підзатворного діелектрика зменшується струм стоку та крутизна транзистора. Чим товщий шар діелектрика, тим більше знижується провідність каналу.

ВИСНОВКИ

1. Здійснено аналіз одношарових ВНТ і їх електрофізичних властивостей і показано, що завдяки своїй структурі вони характеризуються високими транспортними характеристиками і придатні для створення польових транзисторів, а при застосуванні поліестеру (PET) та high — k діелектриків можлива реалізація на таких структурах високочутливих сенсорів глюкози.
2. Здійснено математичне моделювання біосенсорів глюкози на польовому транзисторі на одношарових вуглецевих нанотрубках. Розглянуто дві математичні моделі біосенсора, на основі SWCNT FET для виявлення глюкози та розрахунку вихідних характеристик біосенсора. Моделі основані на різних підходах щодо врахування електрофізичних параметрів вуглецевої нанотрубки. Показана можливість моделювання вихідних характеристик сенсорних структур у широкому діапазоні зміни концентрації глюкози.
3. В результаті математичного моделювання сенсорів по різних за підходами аналітичних моделях у середовищі *Matlab* отримано вихідні характеристики сенсора для ідентичних вхідних даних для структури сенсору з концентрацією глюкози $F_g = 50$ мМ. Порівняння з експериментальною кривою для заданої концентрації глюкози дозволяє зробити висновок про прийнятний результат щодо похибки, а деякі розбіжності пов'язані з різними підходами до моделювання і прийнятою системою припущень.
4. Проведено аналіз теоретичних залежностей вихідного струму від концентрації глюкози, а також геометричних параметрів каналу транзистора на основі вуглецевої нанотрубки – діаметра і довжини, а також товщини діелектрика. Розглянуті математичні моделі демонструють достатньо фізичні результати моделювання наносенсорів і придатні для інженерних розрахунків і оптимізації параметрів транзисторної структури сенсора.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. P. Mehrotra, "Biosensors and their applications – a review", *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, vol. 6, no. 2, pp. 153-159, May 2016. DOI: 10.1016/j.jobcr.2015. 12.002. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2015.12.002>.
2. Coster, S.; Gulliford, M.C.; Seed, P.T.; Powrie, J.K.; Swaminathan, R. Monitoring blood glucose control in diabetes mellitus: A systematic review. *Health Technol. Assess* 2000, 4, 1–93.
3. Bratlie, K.M.; York, R.L.; Invernale, M.A.; Langer, R.; Anderson, D.G. Materials for diabetes therapeutics. *Adv. Healthc. Mater.* 2012, 1, 267–284
4. Rafighi P., Tavahodi M., Haghighi B. Fabrication of a thirdgeneration glucose biosensor using graphene-polyethyleneimine-gold nanoparticles hybrid // *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2016. V. 232. P. 454461. 2
5. Clark, L. C. Electrode Systems for Continuous Monitoring in Cardiovascular Surgery [Текст] / L. C. Clark, L. Champ // *Annals of the New York Academy of Sciences*. – 1962. – V. 102. – P 29 – 45.
6. Gouvea, C. Biosensors for health, environment and biosecurity / Published by InTech. Edited by P.A.Serra. ISBN 978-953-307-443-6. 2011. – 540 p.
7. S. Iijima, "Helical microtubules of graphitic carbon," *Nature*, vol. 354, pp. 56-58, November 1991
8. D. S. Bethune, C. H. Kiang, M. S. de Vries, G. Gorman, R. Savoy, J. Vazquez, and R. Beyers, "Cobalt-catalysed growth of carbon nanotubes with single-atomic-layer walls," *Nature*, vol. 363, pp. 605-607, June 1993.
9. S. Iijima and T. Ichihashi, "Single shell carbon nanotubes of 1-nm diameter," *Nature*, vol. 363, June 1993.
10. R. Saito, M. S. Dresselhaus, and G. Dresselhaus, *Physical Properties of Carbon Nanotubes*. London: Imperial College Press, 1998

11. R. Martel, T. Schmidt, H. R. Shea, T. Hertel, and P. Avouris, "Single and multi wall carbon nanotube field effect transistors," *Applied Physics Letters*, vol. 73, pp. 2447-2449, October 1998.
12. A. Javey, H. Kim, M. Brink, Q. Wang, A. Ural, J. Guo, P. Mcientyre, P. McEuen, M. Lundstrom, and H. Dai, "High k-dielectric for advanced carbon nanotube transistors and logic gates," *Nature Materials*, vol. 1, pp. 241-246, November 2002.
13. П. Н. Дячков Електронні властивості і застосування нанотрубок [Електронний ресурс] / П. Н. Дьячков. - 2-е вид. (Ел.). -М.: БИНОМ. Лабораторія знань, 2012. - 488 с. с.28-29
14. A. Thess, R. Lee, P. Nikolaev, H. Dai, P. Petit, J. Robert, C. Xu, D. T. Colbert, G. Scuseria, D. Tomanek, J. E. Fisher, and R. E. Smalley. Crystalline ropes of metallic carbon nanotubes. *Science* 273,483 (1996).
15. T. W. Ebbesen, P. M. Ajayan, H. Hiura, K. Tanigaki. Purification of nanotubes. *Nature (London)* 367, 519 (1994).
16. A. C. Dillon, P. A. Parilla, J. L. Alleman, J. D. Perkins, M. J. Heben. Controlling SWNT diameters with variation in laser pulse power. *Chem. Phys. Lett.*, 316, 13 (2000).
17. A. A. Puretzky, D. B. Geohegan, X. Fan, and S. J. Pennycook. Dynamics of single-wall carbon NT synthesis by laser vaporization. *Appl. Phys. A*, 70, 153 (2000).
18. M. Endo, K. Takeuchi, K. Kobori, K. Takahashi, H. W. Kroto, and A. Sarkar. Pyrolytic carbon NT from vapor-grown carbon fibers. *Carbon* 33, 7, 873 (1995).
19. P. Nikolaev, M. J. Bronikowski, R. K. Bradley, F. Rohmund, D. T. Colbert, and K. A. S. E. Smalley, "Gas-phase catalytic growth of single-walled carbon nanotubes from carbon monoxide," *Chemical Physics Letters*, vol. 313, pp. 91-97, 1999.
20. S. B. Sinnott, R. Andrews, A. M. Rao, Z. Mao, E. C. Dickey, and F. Derbyshire. Model of carbon NT growth through chemical vapor deposition. *Chem. Phys. Lett.*, 315, 25 (1999).

21. M. S. Dresselhaus, G. Dresselhaus, and P. Avouris, Carbon Nanotube: Synthesis, Properties, Structure, and Applications: Springer Verlag, 2001
22. J. Wildoer, L. Venema, A. Rinzler, R. Smalley, and C. Dekker, "Electronic structure of atomically resolved carbon nanotubes," *Nature*, vol. 391, pp. 59-62, January 1998
23. S. J. Tans, A. R. M. Vershueren, and C. Dekker, "Room-temperature transistor based on a single carbon nanotube," *Nature*, vol. 393, pp. 49-52, May 1998
24. J. Kong, H. T. Soh, A. M. Cassell, C. F. Quate, and H. Dai, "Synthesis of individual single-walled carbon nanotubes on patterned silicon wafers," *Nature*, vol. 395, pp. 878-881, October 1998
25. S. J. Wind, J. Appenzeller, R. Martel, V. Derycke, and P. Avouris, "Fabrication and electrical characterization of top gate single-wall CNFETs," *Journal of Vacuum Science and Technology B*, vol. 20, pp. 2798-2801, 2002.
26. A. Bachtold, P. Hadley, T. Nakanishi, and C. Dekker, "Logic circuits with carbon nanotube transistors," *Science*, vol. 294, pp. 1317-1320, November 2001.
27. S. Rosenblatt, Y. Yaish, J. Park, J. Gore, V. Sazonova, and P. L. McEuen, "High performance electrolyte gated carbon nanotube transistors," *Nano Letters*, vol. 2, pp. 869-872, June 2002
28. G. P. Siddons, D. Merchin, J. H. Back, J. K. Jeong, and M. Shim, "High efficient gating and doping of carbon nanotubes with polymer electrolytes," *Nano Letters*, vol. 4, pp. 927-931, May 2004
29. P. L. McEuen, "Single-wall carbon nanotubes," *Physics World*, vol. 13, pp. 31-36, June 2000
30. S. Franck, P. Poncharal, Z. L. Wang, and W. A. de Heer, "Carbon nanotube quantum resistors," *Science*, vol. 280, pp. 1744-1746, June 1998.
31. P. McEuen, M. S. Fuhrer, and H. Park, "Single-walled carbon nanotube electronics," *IEEE Transactions on Nanotechnology*, vol. 1, pp. 78-85, March 2002.
32. T. Ando, H. Matsumura, and T. Nakanishi, "Theory of ballistic transport in carbon nanotubes," *Physica B*, vol. 323, pp. 44-50, April 2002.

33. B. G. Streetman, Solid State Electronic Devices, 5th Ed. India: Prentice Hall, 2000.
34. A. Javey, J. Guo, Q. Wang, M. Lundstron, and H. Dai, "Ballistic carbon nanotube field effect transistors," *Nature*, vol. 424, pp. 654-657, August 2003.
35. Y. Noshu, Y. Ohno, S. Kishimoto, and T. Mizutani, "N-type carbon nanotube field-effect transistors fabricated by using Ca contact electrodes," *Applied Physics Letters*, vol. 86, pp. 073105-073107, February 2004.
36. A. Akturk, G. Pennington, and N. Goldsman, "Quantum modeling and proposed designs of CNT-embedded nanoscale MOSFETs," *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 52, pp. 577-584, April 2005.
37. A. Javey, Q. Wang, A. Ural, Y. Li, and H. Dai, "Carbon nanotube transistors arrays for multistage complementary logic and ring oscillators," *Nano Letters*, vol. 2, pp. 929-932, July 2002.
38. A. Javey, R. Tu, D. B. Farmer, J. Guo, R. G. Gordon, and H. Dai, "High performance n-type carbon nanotube field-effect transistors with chemically doped contacts," *Nano Letters*, vol. 5, pp. 345-348, January 2005.
39. C. L. Cheung, A. Kurtz, H. Park, and C. M. Lieber, "Diameter-controlled synthesis of carbon nanotubes," *Journal of Physical Chemistry B*, vol. 106, pp. 2429-2433, February 2002.
40. V. Derycke, R. Martel, J. Appenzeller, and P. Avouris, "Carbon nanotube inter- and intramolecular logic gates," *Nano Letters*, vol. 1, pp. 453-456, September 2001.
41. V. Derycke, R. Martel, J. Appenzeller, and P. Avouris, "Controlling doping and carrier injection in carbon nanotube transistors," *Applied Physics Letters*, vol. 80, pp. 2773-2775, April 2002.
42. Ram Babu. B, Dr. Y. Srinivasa Rao, P. Swapna, K. Kalyan Babu Carbon nanotubes field effect transistors: A review
43. Zhu ZG, Garcia-Gancedo L, Chen C, Zhu XR, Xie HQ, Flewitt AJ, Milne WI: Enzyme-free glucose biosensor based on low density CNT forest grown directly on a Si/SiO₂ substrate. *Sens Act B-Chem* 2013, 178: 586–592.

44. Wen Z, Ci S, Li J: Pt nanoparticles inserting in carbon nanotube arrays: nanocomposites for glucose biosensors. *J Phys Chem C* 2009, 113: 13482–13487. 10.1021/jp902830z
45. Alwarappan S, Boyapalle S, Kumar A, Li C-Z, Mohapatra S: Comparative study of single-, few-, and multilayered graphene toward enzyme conjugation and electrochemical response. *J Phys Chem C* 2012, 116: 6556–6559. 10.1021/jp211201b
46. Kiani M, Ahmadi M, Akbari E, Rahmani M, Karimi H, Che Harun FK: Analytical modeling of bilayer graphene based biosensor. *J Biosens Bioelect* 2013, 4: 131
47. Lee D, Cui T: Low-cost, transparent, and flexible single-walled carbon nanotube nanocomposite based ion-sensitive field-effect transistors for pH/glucose sensing. *Biosens Bioelectron* 2010, 25: 2259–2264. 10.1016/j.bios.2010.03.003
48. Sotiropoulou S, Gavalas V, Vamvakaki V, Chaniotakis N: Novel carbon materials in biosensor systems. *Biosens Bioelectron* 2003, 18: 211–215. 10.1016/S0956-5663(02)00183-5
49. Guisan JM: Immobilization of Enzymes and Cells. 2nd edition. Totowa: Humana Press; 2006.
50. Chaniotakis NA: Enzyme stabilization strategies based on electrolytes and polyelectrolytes for biosensor applications. *Anal Bioanal Chem* 2004, 378: 89–95. 10.1007/s00216-003-2188-3
51. Ahmadi MT, Tan MLP, Ismail R, Arora VK: The high-field drift velocity in degenerately-doped silicon nanowires. *Int J Nanotechnol* 2009, 6: 601–617. 10.1504/IJNT.2009.025299
52. Anantram M, Leonard F: Physics of carbon nanotube electronic devices. *Rep Prog Phys* 2006, 69: 507. 10.1088/0034-4885/69/3/R01
53. Lin Y-M, Appenzeller A, Chen Z, Chen Z-G, Cheng H-M, Avouris P: Demonstration of a high performance 40-nm-gate carbon nanotube field-effect transistor. *63rd Device Res Conf Digest 2005 DRC'05* 2005, 1: 113–114

54. Ilani S, Donev LA, Kindermann M, McEuen PL: Measurement of the quantum capacitance of interacting electrons in carbon nanotubes. *Nat Phys* 2006, 2: 687–691. 10.1038/nphys41
55. Rahmani M, Ahmadi M, Karimi H, Kiani M, Akbari E, Ismail R: Analytical modeling of monolayer graphene-based NO₂ sensor. *Sens Lett* 2013, 11: 270–275. 10.1166/sl.2013.2742
56. A.Hazeghi et al., “Schottky-Barrier carbon nanotube field effect transistor modeling.” *IEEE Tran. Electron Devices*, 55(3), (2007).
57. D. Akinwande et al., "An analytical derivation of density of states effective mass, and carrier density for achiral carbon nanotubes." *IEEE Tran. Electron Devices*, 55(1), (2008).
58. R. Corless et al., “On the Lambert W function”, *Advances in Computational Mathematics* 5(4): 329-359 (1996).
59. D. Akinwande et al., "Analytical ballistic theory of carbon nanotube transistors: Experimental validation, device physics, parameter extraction, and performance projection." *J. Applied Physics*, 104(12), 124514, (2008).
60. А.А.Карякин Е.А. Уласова М.Ю. Вагин Е.Е. Карякина "Биосенсоры: Устройство Классификация и Функциональные Характеристики"
61. Thevenot D., Toth K., Durst R., Wilson G. (2001) // *Analytical Letters* 34 (5), P. 635;
62. T. Vodenitcharova and L. C. Zhang, "Effective wall thickness of a single-walled carbon nanotube," *Physical Review Letters B*, vol. 68, p. 156-401, 2003
63. Jose Mauricio Marulanda Prado "Current transport modeling of carbon nanotube field effect transistors for analysis and design of integrated circuits " August 2008 p.38-45.
64. И.П. Степаненко "Основы теории транзисторов и транзисторных схем". 1973 г. с.1-608. Раздел 5.